

PULSE WAVE ANALYZER, AND DIAGNOSIS APPARATUS USING THE SAME

Publication number: WO9415526

Publication date: 1994-07-21

Inventor: AMANO KAZUHIKO (JP); KASAHARA HIROSHI (JP);
ISHIYAMA HITOSHI (JP); KODAMA KAZUO (JP)

Applicant: SEIKO EPSON CORP (JP); AMANO KAZUHIKO (JP);
KASAHARA HIROSHI (JP); ISHIYAMA HITOSHI (JP);
KODAMA KAZUO (JP)

Classification:

- international: **A61B5/021; G06F17/00; G06F19/00; A61B5/021;
G06F17/00; G06F19/00; (IPC1-7): A61B5/0245**

- european: **G06F17/00D4; A61B5/021; G06F17/00D;
G06F19/00M3R**

Application number: WO1994JP00011 19940107

Priority number(s): JP19930001431 19930107; JP19930046826 19930308;
JP19930051072 19930311; JP19930197569 19930809;
JP19930291052 19931119; JP19930300549 19931130

Also published as:

EP0630608 (A1)
US6261235 (B1)
EP0630608 (A4)
CN1494868 (A)
EP0630608 (B1)

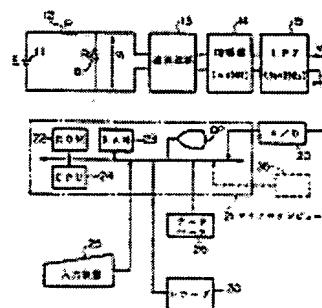
Cited documents:

JP4015037
JP4108424
JP1027534
JP4208136

[Report a data error here](#)

Abstract of WO9415526

An object of the present invention is to provide a diagnosis apparatus capable of diagnosing a disease in the same manner as a skilled doctor on the basis of a detected pulse wave. The diagnosis apparatus consists of an analysis unit for generating waveform parameters of a pulse wave obtained from an organism, on the basis of information representing the pulse wave, and a diagnosis unit for determining the nature of a disease of an organism on the basis of the waveform parameters. A microcomputer (21) supports the analysis unit and diagnosis unit. The data representative of the relation between the data representative of a pulse wave of an organism and those representative of the condition of the organism are stored in advance in a data base (26), and the diagnosis of a disease is carried out by finding which data representing the condition of an organism corresponds to the data on a pulse wave actually detected.



13 ... DC circuit breaker
14 ... amplifier
21 ... microcomputer
22 ... input unit
26 ... data base
23 ... decoder

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

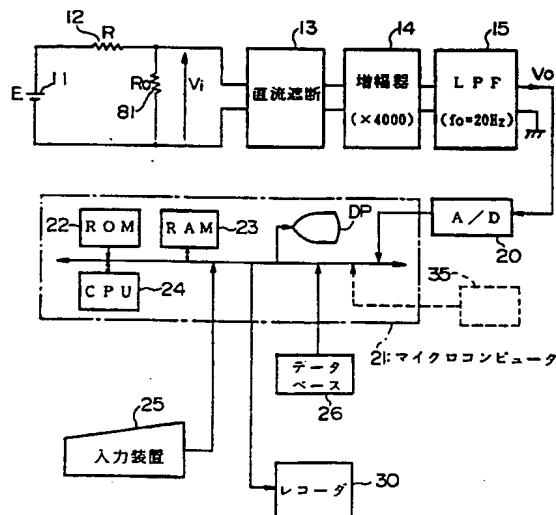


特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 5 A61B 5/0245	A1	(11) 国際公開番号 WO 94/15526 (43) 国際公開日 1994年7月21日 (21.07.94)																		
(21) 国際出願番号 PCT/JP94/00011 (22) 国際出願日 1994年1月7日 (07. 01. 94) (30) 優先権データ <table border="0"> <tr> <td>特願平 5/1431</td> <td>1993年1月7日 (07. 01. 93)</td> <td>JP</td> </tr> <tr> <td>特願平 5/51072</td> <td>1993年3月11日 (11. 03. 93)</td> <td>JP</td> </tr> <tr> <td>特願平 5/46826</td> <td>1993年3月8日 (08. 03. 93)</td> <td>JP</td> </tr> <tr> <td>特願平 5/197569</td> <td>1993年8月9日 (09. 08. 93)</td> <td>JP</td> </tr> <tr> <td>特願平 5/291052</td> <td>1993年11月19日 (19. 11. 93)</td> <td>JP</td> </tr> <tr> <td>特願平 5/300549</td> <td>1993年11月30日 (30. 11. 93)</td> <td>JP</td> </tr> </table> (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) セイコーエプソン株式会社 (SEIKO EPSON CORPORATION) [JP/JP] 〒163 東京都新宿区西新宿 2丁目 4番 1号 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 天野和彦 (AMANO, Kazuhiko) [JP/JP] 〒392 長野県諏訪市大和 3丁目 3番 5号 セイコーエプソン株式会社内 Nagano, (JP) 笠原 宏 (KASAHARA, Hiroshi) [JP/JP] 〒277 千葉県柏市中新宿 1-1-29 Chiba, (JP) 石山 仁 (ISHIYAMA, Hitoshi) [JP/JP] 〒302 茨城県取手市取手 3-3-18 Ibaraki, (JP) 児玉和夫 (KODAMA, Kazuo) 〒225 神奈川県横浜市緑区あざみ野 3-31-43 Kanagawa, (JP)		特願平 5/1431	1993年1月7日 (07. 01. 93)	JP	特願平 5/51072	1993年3月11日 (11. 03. 93)	JP	特願平 5/46826	1993年3月8日 (08. 03. 93)	JP	特願平 5/197569	1993年8月9日 (09. 08. 93)	JP	特願平 5/291052	1993年11月19日 (19. 11. 93)	JP	特願平 5/300549	1993年11月30日 (30. 11. 93)	JP	(74) 代理人 弁理士 志賀正武, 外 (SHIGA, Masatake et al.) 〒169 東京都新宿区高田馬場三丁目 23番 3号 ORビル Tokyo, (JP) (81) 指定国 CN, KR, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). 添付公開書類 国際調査報告書
特願平 5/1431	1993年1月7日 (07. 01. 93)	JP																		
特願平 5/51072	1993年3月11日 (11. 03. 93)	JP																		
特願平 5/46826	1993年3月8日 (08. 03. 93)	JP																		
特願平 5/197569	1993年8月9日 (09. 08. 93)	JP																		
特願平 5/291052	1993年11月19日 (19. 11. 93)	JP																		
特願平 5/300549	1993年11月30日 (30. 11. 93)	JP																		

(54) Title : PULSE WAVE ANALYZER, AND DIAGNOSIS APPARATUS USING THE SAME

(54) 発明の名称 脈波解析装置、およびこの装置を用いた診断装置



13 ... DC circuit breaker
 14 ... amplifier
 21 ... microcomputer
 25 ... input unit
 26 ... data base
 30 ... recorder

(57) Abstract

An object of the present invention is to provide a diagnosis apparatus capable of diagnosing a disease in the same manner as a skilled doctor on the basis of a detected pulse wave. The diagnosis apparatus consists of an analysis unit for generating waveform parameters of a pulse wave obtained from an organism, on the basis of information representing the pulse wave, and a diagnosis unit for determining the nature of a disease of an organism on the basis of the waveform parameters. A microcomputer (21) supports the analysis unit and diagnosis unit. The data representative of the relation between the data representative of a pulse wave of an organism and those representative of the condition of the organism are stored in advance in a data base (26), and the diagnosis of a disease is carried out by finding which data representing the condition of an organism corresponds to the data on a pulse wave actually detected.

本発明の目的は、検出した脈波に基づいて、熟練した医師と同様な診断を行なうことができる診断装置を提供することである。

この目的のため、本発明による診断装置は、生体から得られた脈波を表わす情報から当該脈波の波形パラメータを生成する解析部と、波形パラメータに基づいて生体の状態を診断する診断部とから構成される。解析部と診断部とは、マイクロコンピュータ 21 が担う。そして、生体の脈波を表すデータと生体の状態を表すデータとの関係を表すデータを予めデータベース 26 に記憶させておき、生体から実際に検出された脈波のデータが、生体の状態を表わすどのデータに対応しているかにより、診断を行なう。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AM	アルメニア	CZ	チェッコ共和国	KP	朝鮮民主主義人民共和国	NZ	ニュージーランド
AT	オーストリア	DE	ドイツ	KR	大韓民国	PL	ポーランド
AU	オーストラリア	DK	デンマーク	KZ	カザフスタン	PT	ポルトガル
BB	バルバドス	EE	エストニア	LI	リヒテンシュタイン	RO	ルーマニア
BE	ベルギー	ES	スペイン	LK	スリランカ	RU	ロシア連邦
BF	ブルキナ・ファソ	FI	フィンランド	LT	リトアニア	SD	スーダン
BG	ブルガリア	FR	フランス	LU	ルクセンブルグ	SE	スウェーデン
BJ	ベナン	GA	ガボン	LV	ラトヴィア	SI	スロヴェニア
BR	ブラジル	GB	イギリス	MC	モナコ	SK	スロヴァキア共和国
BY	ベラルーシ	GE	グルジア	MD	モルドバ	SN	セネガル
CA	カナダ	GN	ギニア	MG	マダガスカル	TD	チャード
CF	中央アフリカ共和国	GR	ギリシャ	ML	マリ	TG	トーゴ
CG	コンゴ	HU	ハンガリー	MN	モンゴル	TJ	タジキスタン
CH	スイス	IE	アイルランド	MR	モーリタニア	TT	トリニダード・トバゴ
CI	コート・ジボアール	IT	イタリア	MW	マラウイ	UA	ウクライナ
CM	カメルーン	JP	日本	NE	ニジェール	US	米国
CN	中国	KE	ケニア	NL	オランダ	UZ	ウズベキスタン共和国
CS	チェッコスロヴァキア	KG	キルギスタン	NO	ノルウェー	VN	ヴェトナム

明 細 書

脈波解析装置、およびこの装置を用いた診断装置

技 術 分 野

この発明は、生体から検出した脈波を表わすパラメータやデータ等に基づいて、該生体について種々の診断を行なう診断装置、および、この診断の行なう際に生体から検出した脈波を解析して、脈波を表わすパラメータやデータ等を生成する脈波解析装置に関する。

背 景 技 術

伝統的な医学、例えば、中国医学においては、橈骨動脈に沿って被験者の腕の三箇所（寸、関、尺）に診断者の指を押し当て、これによって脈診を行う方法（寸口法）が知られている。また、圧電素子を用いて、寸口法による診断を自動的に行う脈診器も提案されている（特公昭57-52054号公報）。さらに、これら圧電素子の押圧力を均等にすべく、空気圧によって圧電素子を押圧する技術も知られている（特開平4-9139号公報）。

一方、インドにおいては、古来よりアーユルヴェーダと称する伝承医学が知られている。その概要を第3図（A）、（B）を参照して説明する。

まず、診察者は、被験者の腕の橈骨動脈に沿う部分に自らの指を軽く押し当てる。ここで、診断箇所は第3図（A）に示す三点であり、それぞれヴァータ（V）、ピッタ（P）およびカパ（K）と称し、中国医学で言う寸、関および尺と近似している。すなわち、診察者は、第3図（A）において、ヴァータ（V）に第二指、ピッタ（P）に第三指、カパ（K）に第四指を押し当て、種々の深さにおける脈を診断する。

次に、診察者は、第3図（B）に示すように一本の指あたり「4」のポイント1～4において、被験者の脈の性状や強さを診断し、病状を判定する。従って、三本の指について、診断ポイントは合計「12」箇所になる。

このような、寸口法やアーユルヴェーダ等の脈診は優れた診断技術である、と

の定評があるが、診察者の感覚と経験とから患者の症状を診断するものであるため、いずれもその技術の取得が困難である。特に、アーユルヴェーダ法による脈診を正確に行なうには、長年の修練を積まなければならないという事情がある。

以上のように、脈波は、生体の状態を表わす指標として非常に有用なものであり、優れた診断技術を提供する可能性を秘めている。脈波から生体に関する情報を引き出し、これに基づく客観的かつ正確な診断を行なうことができれば、医療技術の飛躍的進歩がもたらされるであろう。

発 明 の 目 的

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、以下の装置を提供することを目的としている。

- (1) 検出した脈波に基づいて、熟練した医師と同様な診断を行なう診断装置。
- (2) 生体の状態を忠実に反映するとともに、生体の状態に関する客観的な診断を可能するパラメータやデータ等を、生体から検出した脈波を解析して取得する脈波解析装置。
- (3) 検出した脈波に基づいて、生体の状態に関して、客観的な診断を行なう診断装置。

発 明 の 開 示

これら目的のために、本発明による診断装置は、生体から得られた脈波を表わす情報から当該脈波の波形パラメータを生成する解析部と、前記波形パラメータに基づいて前記生体の状態を診断する診断部とから構成される。

より詳細には、本発明における解析部は、生体から検出した脈波を解析することにより、次の波形パラメータを生成する。

- (1) 生体動脈系の中枢部から末梢部までをシミュレートした電気回路を構成する各素子の値（循環動態パラメータ）
- (2) 脈波波形の歪
- (3) 脈波波形のピーク点（変曲点）、あるいはその発生タイミング
- (4) 脈波の時系列データのスペクトル

そして、本発明において診断項目となるものは、後述する実施例および請求の範囲に記載されているように、種々のものがある。

図面の簡単な説明

- 第 1 図は、本発明の第 1 実施例による診断装置の構成を示すブロック図であり、
第 2 図は、同診断装置における脈波センサの要部を示す平面図であり、
第 3 図（A）は、アーユルヴェーダ法を説明する被験者側の平面図であり、
第 3 図（B）は、アーユルヴェーダ法を説明する診断者側の平面図であり、
第 4 図（A）は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 4 図（B）は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 4 図（C）は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 5 図（A）は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 5 図（B）は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 5 図（C）は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 6 図は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 7 図は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 8 図は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 9 図は、同実施例による検出脈波の例を示すグラフであり、
第 10 図は、本発明の第 2 実施例による循環動態パラメータを算出する脈波解析装置の構成を示すブロック図であり、
第 11 図は、同実施例における脈波検出装置および 1 回拍出量測定器を用いた測定態様を示す図であり、
第 12 図は、同実施例において生体の動脈系のモデルとして用いる電気回路を示す回路図であり、
第 13 図は、生体の大動脈起始部の血圧波形、および左室内の血圧波形を示す図であり、
第 14 図は、上記大動脈起始部の血圧波形をモデリングした電気信号の波形を示す波形図であり、
第 15 図は、同実施例の動作を示すフローチャートであり、

第 16 図は、同実施例の動作を示すフローチャートであり、

第 17 図は、同実施例の動作を示すフローチャートであり、

第 18 図は、同実施例の動作を示すフローチャートであり、

第 19 図は、同実施例の動作を示すフローチャートであり、

第 20 図は、同実施例の平均化処理により得られた橈骨動脈波形を例示する波形図であり、

第 21 図は、同実施例の演算処理により得られた橈骨動脈波形と平均化処理により得られた橈骨動脈波形とを重ね表示した波形図であり、

第 22 図は、同実施例の平均化処理により得られた橈骨動脈波形を例示するとともに該波形に適用する処理の内容を説明する図であり、

第 23 図は、大動脈起始部の血圧波形をモデリングした別の電気信号を示す波形図であり、

第 24 図は、同実施例における脈波センサを示す斜視図であり、

第 25 図は、同実施例の脈波検出装置を示すブロック図であり、

第 26 図は、同実施例において生体の動脈系のモデルとして用いる電気回路の拡張態様を示す回路図であり、

第 27 図は、本発明の第 3 実施例による、脈波波形の歪みにより診断を行なう診断装置を示すブロック図であり、

第 28 図は、同実施例による脈波検出の方法を説明する図であり、

第 29 図は、この診断装置の他の態様を示すブロック図であり、

第 30 図は、この診断装置のさらに他の態様を示すブロック図であり、

第 31 図 (A) は、一般的な平脈波の代表的な波形図であり、

第 31 図 (B) は、一般的な滑脈波の代表的な波形図であり、

第 31 図 (C) は、一般的な弦脈波の代表的な波形図であり、

第 32 図は、歪率 d と 3 脈波の関係を示す図であり、

第 33 図は、中枢部血管抵抗 R_c と歪率 d との関係を示す図であり、

第 34 図は、末梢部血管抵抗 R_p と歪率 d との関係を示す図であり、

第 35 図は、血液の慣性 L と歪率 d との関係を示す図であり、

第 36 図は、コンプライアンス C と歪率 d との関係を示す図であり、

第 3 7 図は、中枢部血管抵抗 R_c と 3 脈波との関係を示す図であり、

第 3 8 図は、末梢部血管抵抗 R_p と 3 脈波との関係を示す図であり、

第 3 9 図は、血液の慣性 L と 3 脈波との関係を示す図であり、

第 4 0 図は、コンプライアンス C と 3 脈波との関係を示す図であり、

第 4 1 図は、歪算出器の他の構成を示す図であり、

第 4 2 図は、本発明の第 4 実施例であるストレス評価装置に使用する脈波を例示する図であり、

第 4 3 図は、同実施例において使用する心身疲労度問診表を示す図であり、

第 4 4 図は、同実施例の第 1 態様によるストレス評価装置の構成を示すブロック図であり、

第 4 5 図は、同実施例の第 2 態様によるストレス評価装置の構成を示すブロック図であり、

第 4 6 図は、同態様におけるパラメータ抽出部の構成例を示すブロック図であり、

第 4 7 図は、同態様におけるピーク情報メモリの記憶内容を示す図であり、

第 4 8 図は、同態様における波形メモリに記憶された橈骨動脈波形を例示する図であり、

第 4 9 図は、同実施例の第 3 態様によるストレス評価装置におけるストレス・レベル表示を説明する図であり、

第 5 0 図は、本発明の第 5 実施例による脈波解析装置の構成を示すブロック図であり、

第 5 1 図は、同実施例における周波数解析部の構成を示すブロック図であり、

第 5 2 図は、同実施例における波形抽出記憶部から周波数解析部への波形引き渡しタイミングを説明する図であり、

第 5 3 図は、同実施例における波形抽出記憶部内の動作を示すタイムチャートであり、

第 5 4 図は、同実施例における高速再生部の動作を説明する図であり、

第 5 5 図は、同実施例における高速再生部の動作を説明する図であり、

第 5 6 図は、同実施例における高速再生部および正弦波発生器の動作を説明す

る図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明を実施するための種々の最良の実施例について説明する。これらの実施例はいずれも、被験者から検出した脈波に基づいて、診断・解析を行なうものである。

本発明の最良な形態は、当業者が本発明を容易に実施し得るようにするため、第1章～第5章の各章に分けて説明される。

すなわち、第1章では、本願発明の特徴である脈波に基づく診断を行うエキスパートシステムの実施例を説明し、本発明の根底にある技術的思想を当業者が容易に理解できるようにした。次に、脈波に基づく生体（被験者たる人体）の診断、すなわち、脈波がかくかくしかじかであるから生体の状態がかくかくしかじかである、という診断を行うためには、何等かのパラメータによって脈波を定量化し、もしくは脈波から推定される生体内部の状態を特定する必要が生じる。しかも、そのようなパラメータは生体の状態をより良く反映するものでなければならない。

第2章および第3章では、このようなパラメータとして循環動態パラメータを採り上げ、この循環動態パラメータを得るための手段についてその実施例を提示すると共に循環動態パラメータ等に基づく診断装置の実施例を提示している。

また、第4章では、生体から検出した脈波から有用な情報を引出し、この情報に基づいて診断を行う装置の実施例を説明している。そして、この第4章では、ある診断項目が与えられた場合に、どのようにして本願発明に基づく診断装置を構築してゆくかを当業者が容易に理解し得るように説明を工夫した。すなわち、第4章は、本願発明の実施例の説明に止まらず、本願発明に係る診断装置を当業者が構築するために方法をも説明しており、当業者は、この第4章を読むことにより、第4章に開示のストレス診断装置等以外の多種多様な診断項目に対応した本願発明による診断装置を構築し得るものである。

そして、第5章では、それまでの各章に開示または示唆された各種診断装置をさらに高性能なものにするための脈波解析装置を説明した。各章の概要は以上の通りである。

る図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明を実施するための種々の最良の実施例について説明する。これらの実施例はいずれも、被験者から検出した脈波に基づいて、診断・解析を行なうものである。

本発明の最良な形態は、当業者が本発明を容易に実施し得るようにするため、第1章～第5章の各章に分けて説明される。

すなわち、第1章では、本願発明の特徴である脈波に基づく診断を行うエキスパートシステムの実施例を説明し、本発明の根底にある技術的思想を当業者が容易に理解できるようにした。次に、脈波に基づく生体（被験者たる人体）の診断、すなわち、脈波がかくかくしかじかであるから生体の状態がかくかくしかじかである、という診断を行うためには、何等かのパラメータによって脈波を定量化し、もしくは脈波から推定される生体内部の状態を特定する必要が生じる。しかも、そのようなパラメータは生体の状態をより良く反映するものでなければならない。

第2章および第3章では、このようなパラメータとして循環動態パラメータを採り上げ、この循環動態パラメータを得るための手段についてその実施例を提示すると共に循環動態パラメータ等に基づく診断装置の実施例を提示している。

また、第4章では、生体から検出した脈波から有用な情報を引出し、この情報に基づいて診断を行う装置の実施例を説明している。そして、この第4章では、ある診断項目が与えられた場合に、どのようにして本願発明に基づく診断装置を構築してゆくかを当業者が容易に理解し得るように説明を工夫した。すなわち、第4章は、本願発明の実施例の説明に止まらず、本願発明に係る診断装置を当業者が構築するために方法をも説明しており、当業者は、この第4章を読むことにより、第4章に開示のストレス診断装置等以外の多種多様な診断項目に対応した本願発明による診断装置を構築し得るものである。

そして、第5章では、それまでの各章に開示または示唆された各種診断装置をさらに高性能なものにするための脈波解析装置を説明した。各章の概要は以上の通りである。

第1章：診断装置

まず、この第1章においては、本発明の第1実施例による診断装置について説明する。この診断装置は、生体（例えば被験者の人体）の脈波を表すデータと生体の状態を表すデータとの関係を表すデータを予め記憶させておき、生体から実際に検出された脈波のデータが、生体の状態を表わすどのデータに対応しているかにより、診断を行なうものである。

以下、この第1章においては、第1実施例について説明する。

第1-1章：第1実施例の構成

第2図は、この実施例で用いられる脈波センサの平面図である。

第2図において、81～84は細帯状の歪ゲージであり、ゴム手袋5の指腹部分において、長さ方向に平行に配置されている。なお、ゴム手袋5の厚さは約「200 μ m」であり、歪ゲージ81～84をゴム手袋5に固着する手段としては一般のゲージ用接着剤を用いてよい。

ここで、歪ゲージ81～84の詳細について説明する。歪ゲージ81～84は、薄ゲージであり、

ゲージ率 「2. 1」、

抵抗 「120 Ω 」、

幅（D） 「2. 8 mm」、

長さ（L） 「9. 4 mm」、

厚さ 「15 μ m」

である。また、歪ゲージ81～84全体の幅（M）は、診断者の指を被験者の腕に軽く押し当てた場合の接触幅に対応して、約「12 mm」に設定されている。したがって、各ゲージ間の間隔（S）は約「0. 27 mm」になる。

また、歪ゲージ81～84は、それぞれ第3図（B）に示すアーユルヴェーダの測定点1～4に対応する。

次に、上記歪ゲージ81～84を用いた診断装置の構成を第1図を参照して説明する。

図において、歪ゲージ 8 1 と抵抗器 1 2 とは直列に接続され、電源 1 1 によって所定の直流電圧 E が印加されている。従って、歪ゲージ 8 1 の両端には、抵抗比に応じた電圧 V_i が発生する。1 3 は直流遮断フィルタであり、電圧 V_i の直流成分を除去して出力する。

直流遮断フィルタ 1 3 の出力信号は増幅器 1 4 を介して増幅され、遮断周波数が「20 Hz」の低域通過フィルタ 1 5 を介して出力される。なお、第 2 図は歪ゲージ 8 1 に対する回路のみを示すが、他の歪ゲージ 8 2 ～ 8 4 についても同様の回路がそれぞれ設けられている。

次に、低域通過フィルタ 1 5 の出力電圧 V_o は、A/D 変換器 2 0 によってデジタル信号に変換された後に、マイクロコンピュータ 2 1 に供給される。マイクロコンピュータ 2 1 は、CPU 2 4、ROM 2 2、RAM 2 3 および表示装置 DP によって構成されており、また、外部記憶部としてデータベース 2 6 を有している。ROM 2 2 には、CPU 2 4 の動作を規定するプログラムが格納され、RAM 2 3 にはワーキングエリア等が設定される。2 5 は、キーボード等から構成される入力装置であり、CPU 2 4 に対し、各種コマンドやメッセージを入力する。3 0 は、レコーダであり、CPU 2 4 から供給される波形データを、所定の用紙にプリントアウトする。

第 1 - 2 章：第 1 実施例の動作

この第 1 実施例には、動作モードとして、学習モードおよび診断モードの 2 つのモードがある。そこで、第 1 実施例の動作について、これら 2 つのモードに分けて説明する。

第 1 - 2 - 1 章：学習モード

この学習モードは、脈波を表すパラメータ（波形パラメータ）と、生体の状態を表すデータ（すなわち診断結果）との関係を記憶させるためのモードである。

上記構成において、診断者はゴム手袋 5 を片手に装着し、被験者のヴァータ（V）に第二指、ピッタ（P）に第三指、カパ（K）に第四指をそれぞれ押し当てる。

この状態において、被験者の脈動に応じて合計「12」の歪ゲージから各々電圧 V_i が出力される。これら電圧 V_i は、対応する直流遮断フィルタ 13 によって直流成分が除去され、さらに各々対応する増幅器 14、低域通過フィルタ 15 および A/D 変換器 20 を介してマイクロコンピュータ 21 に供給される。このようにして供給された波形は、マイクロコンピュータ 21 において解析され、その特徴を示すパラメータが算出される。これらのパラメータは、一時的に RAM に格納される。

この実施例では、パラメータとして、脈波を構成する各周波数成分の振幅を用いる。すなわち、各波形について高速フーリエ変換によるパワースペクトル解析を行い（高速フーリエ変換プログラムは予め ROM 22 または RAM 23 に予め格納しておく）、各周波数についての振幅（パワー）をパラメータとして用いる。

なお、本発明では、第 2 章以下に説明するように、脈波を表わすパラメータには、様々なものがあり、これらパラメータを用いても良い。

次に、診断者は、算出されたパラメータに対応する診断結果を教師データとして入力装置 25 から入力する。この場合の診断結果は、診断者の触覚によるもの、表示装置に表示された波形の観察によるもの、あるいはそれら双方によるものでもよく、さらには、全く別な手法、たとえば、西洋医学的な所見によるものでもよい。診断結果の入力は、入力装置 25 から病名や症状を直接示す言葉を入力してもよく、また、それらを示すコードを入力してもよい。

診断者から診断結果が入力されると、CPU 24 は RAM 23 に一時記憶されていたパラメータと組にしてデータベース 26 に格納する。

次に、この学習モードについて、具体的な症状毎に例をとって説明する。

(1) 慢性鼻炎

この例において被験者は 28 歳の男性であり、西洋医学的所見において慢性鼻炎であると診断されている。

上記被験者から測定された脈波を、レコード 30 によって記録した結果を、第 4 図 (A) ~ (C) に示す。ここで、同図 (A) の縦方向のスケールは、同図 (B), (C) のスケールの 2 倍になっている。なお、これは、波形が振り切れ

てしまうのを防止するという測定上の都合によるものである。従って、ヴァータ（V）における波形の振幅は、他の波形に比べて大であることが判る。さらに、ヴァータ（V）に係る第4図（A）の測定結果に着目すると、第1、第2ポイントにおける脈波の振幅は、第3、第4ポイントにおける振幅と比較してきわめて大であることが判る。

一方、マイクロコンピュータ21は、各波形について高速フーリエ変換によるパワースペクトル解析を行い、その結果をパラメータとしてRAM23に記憶させる。

ところで、脈波に第4図に示すような特徴が現れた場合、アーユルヴェーダにおいては、鼻咽頭に障害があるとの脈診所見がなされる。なお、このような脈波が見られた場合には、統計的に鼻、喉あるいは気管支等に障害を持つ確率の高い旨の報告（Visualization and Quantitative Analysis of the Pulse Diagnosis in AYURVEDA: K. Kodama, H. Kasahara, The proceeding of the 4th world congress holistic approach-health for all in Bangalore, India, 1991）がなされている。

そこで、診断者は、レコーダ30の出力結果やディスプレイDPの画面に表示された波形を目視することにより、または触覚によるアーユルヴェーダの所見により、あるいは西洋医学的な所見に基づいて、診断結果である「慢性鼻炎」の語またはこれを示すコードを入力装置25を用いて入力する。

次に、CPU24は、入力された診断結果とRAM23に一時記憶されていたパラメータとを組にしてデータベース26に記憶させる。

（2）肝障害例（i）

この例において、被験者は28歳の男性であり、肝障害（GTO「42」，GPT「63」）を有している。

上記被験者の脈波測定結果を第5図（A）～（C）に示す。なお、同図（A）～（C）のスケールは同一である。これらの図によれば、第三指のピッタ（P）における波形の振幅が他の指における振幅と比較して大であることが判る。次に、第5図（B）の拡大図を第6図に示す。第6図においては、第2ポイントにおけ

る振幅が他のポイントにおける振幅と比較して大であることが判る。

マイクロコンピュータ 21 は、上述した場合 (1) と同様にして、各波形について高速フーリエ変換によるパワースペクトル解析を行い、その結果をパラメータとして RAM 23 に記憶させる。

ところで、アーユルヴェーダの診断によれば、上記症例に対して、肝臓または胃腸の障害が有る、との所見がなされる。

そこで、診断者は、上述の場合と同様にして、波形や触覚によるアーユルヴェーダの所見や西洋医学的な所見に基づいて、診断結果である「肝臓の障害」の語またはこれを示すコードを入力装置 25 を用いて入力する。

次に、CPU 24 は、入力された診断結果と RAM 23 に一時記憶されていたパラメータとを組にしてデータベース 26 に記憶させる。

(3) 肝障害例 (ii)

次に、別の肝障害例について診断を行った。被験者は 24 歳の男性であり、肝障害 (GTO「36」, GPT「52」) を有している。

この被験者においても、ピット (P) における波形の振幅が他の指における振幅と比較して大であった。このピット (P) における脈波測定結果を第 7 図に示す。同図においては、第 2 ポイントにおける振幅が他のポイントにおける振幅と比較して大であることが判る。従って、この肝障害例においても、上記肝障害例 (1) と同様の結果が得られた。

この場合にも、コンピュータ 24 のパラメータ算出および診断者による診断結果の入力は上述と同様に行われる。ただし、第 5 図と第 7 図との波形は若干異なるので、パラメータは肝障害例 (1) の場合とはやや異なる。これは同じ診断結果となるものであっても、取り得るパラメータには有る程度幅が生じるためであり、臨床例を多く重ねることによってその範囲の信頼性は増していく。

(4) 心臓異常例 (i)

この例において、被験者は 26 歳の男性であり、心室性期外収縮による不整脈が一時間に数個みられる。

上記被験者の脈波測定結果によれば、第三指のピット（P）における波形の振幅が他の指における振幅と比較して大であった。次に、第8図にピット（P）における脈波測定結果を示す。第8図においては、第3ポイントにおける振幅が他のポイントにおける振幅と比較して大であることが判る。

ところで、アーユルヴェーダの診断によれば、上記症例に対して、心臓に異常が有る、との所見がなされる。従って、この診断例においても、CPU24が算出したパラメータに対し、アーユルベータあるいは西洋医学的所見により診断結果を入力し、両者の組合わせをデータベース26に記憶させ、脈波に対する症状を学習させる。

（5）心臓異常例（ii）

次に、心臓異常例（i）の再現性を確認すべく、別の心臓異常例について診断を行った。被験者は38歳の男性であり、心室性期外収縮による不整脈が一時間に数個みられる。

この被験者においても、第三指のピット（P）における波形の振幅が他の指における振幅と比較して大であった。次に、第9図にピット（P）における脈波測定結果を示す。第9図においては、第3ポイントにおける振幅が他のポイントにおける振幅と比較して大であることが判る。

この場合にも、コンピュータ24のパラメータ算出および診断者による診断結果の入力は上述と同様に行われ、その組み合わせがデータベースに記憶される。

第1-2-2章：診断モード

次に、診断モードについて説明する。この診断モードは、被験者から脈波を検出し、この脈波を表わすパラメータを算出し、このパラメータに対応する診断結果をデータベース26から読み出して、診断を行なうモードである。

まず、診断者は、入力装置25を操作して、CPU24に対し診断モードに入ることを指示する。そして、学習モードの場合と同様にして、診断者はゴム手袋5を片手に装着し、被験者のヴァータ（V）に第二指、ピット（P）に第三指、カバ（K）に第四指をそれぞれ押し当てる。

この結果、各指の歪ゲージから各々電圧 V_i が出力され、直流遮断フィルタ 13、増幅器 14、低域通過フィルタ 15 および A/D 変換器 20 を介してマイクロコンピュータ 21 に供給される。次に、マイクロコンピュータ 21 は、供給された波形の特徴を示すパラメータを算出し、RAM 23 に一時的に格納する。そして、CPU 24 は、データベース 26 内から、RAM 23 内に一時記憶したパラメータと一致するパラメータ、または、最も近いパラメータをサーチし、該当するパラメータに組み合わされている診断結果を読み出し、表示装置 DP に表示する。この場合、一致するパラメータが無く、これに最も近いパラメータに対応する診断結果を表示するときは、その旨の表示も併せて行う。このようなメッセージは、予め ROM 内に文字情報として記憶させておき、適宜読み出して表示する。

以上のようにして、表示装置 DP には、「慢性鼻炎」、「肝障害」、「心臓異常害」等の診断結果が教師データとして表示される。したがって、診断者は表示結果に基づいて、当該被検者の診断を行うことができる。

ところで、本実施例において、上記学習モードにおいて、アーユルヴェーダの熟練者が感覚に基づく所見による診断結果を教師データとして、予め入力しておいた場合には、診断モードにおいてはアーユルヴェーダの初心者であっても、熟練者と同等の診断を行なうことができる利点を得られる。

第 1 - 3 章：変形例

第 1 実施例は、上記構成の診断装置に限定されるものではなく、例えば以下のように種々の変形が可能である。

変形例 (i)

第 1 実施例では、脈波に関するパラメータとして、フーリエ解析によるスペクトルを用いたが、これに代えて、動脈系をシミュレートした電氣的モデルの各素子の値を採用しても良い。この技術については、次の第 2 章において詳細に説明する。

変形例 (ii)

また、脈波を表わすパラメータとしては、離散的なフーリエ変換によるパワースペクトルでもよく、最大エントロピー法と呼ばれる手法によって求められるパワースペクトルでもよい。また、後述する第4章において説明するピーク情報を用いても良い。

変形例 (iii)

上述した第1実施例においては、橈骨動脈波を用いたが、これに代えて、脳波や指尖脈波のパラメータを求めるようにしても良く、また、指尖脈波の加速度波のパラメータを求めるようにしてもよい。要するに、生体の状態を反映する波動であれば、本発明に適用することができる。

変形例 (iv)

ところで、アーユルヴェーダ等の伝承医学においては、既に多量の診断データが蓄積されている。従って、これらを直ちに利用して臨床化を急ぐのであれば、測定ポイント数を伝承医学のそれに合わせる方が有利な場合もある。従って、歪ゲージの数は、複数であれば「4」以下にしてもよい。例えばチベットにおける伝承医学においては、一本の指あたり「2」の測定ポイントを有することが知られている。従って、かかる伝承医学に基づいて脈診を行場合は、ゲージ数を「2」にしてもよい。

変形例 (v)

第1図に示す回路においては、歪ゲージ81の両端に現れる電圧 V_i を直接測定することにより脈波を検出したが、歪ゲージ81を一辺とするブリッジ回路を構成し、このブリッジ回路の対角に現れる電圧を検出することにより脈波を検出してもよい。すなわち、歪ゲージ81と、これと同一の抵抗温度係数を有する三つの薄膜状抵抗器とをゴム手袋5に固着してブリッジ回路を構成することによって、体温等による温度ドリフトを補正することができ、感度も向上させることが可能である。

変形例 (vi)

第 1 図に示す回路においては、歪ゲージ 8 1 に連続的に電流を供給したが、歪ゲージ 8 1 に供給する電流は断続的なものであってもよい。すなわち、第 1 図の回路によれば、電圧 V_i の周波数成分のうち最終的に脈波として検出されるものは「20 Hz」以下の成分のみであるから、例えば「40 Hz」の周波数でサンプリングした結果によっても十分に脈波を再現することが可能である。このように、歪ゲージ 8 1 に供給する電流を断続的なものにすると、消費電力を低減させることが可能であるから、特に携帯用機器に用いて好適である。

変形例 (vii)

上述した第 1 実施例においては、診断モードにおいて算出されたパラメータとデータベース 2 6 内のパラメータとの一致が検索されたが、これに代えて、例えば、データベース 2 6 内の各パラメータについて上限と下限の各しきい値を設定しておき、診断モード時において算出されたパラメータがこの範囲に入れば、データベース 2 6 内のパラメータに該当するとしてその診断結果を出力するようにしてもよい。また、データベース 2 6 の内データは、同一のパラメータに対して新たな診断結果の入力があった際には更新されるが、近傍の値のパラメータが新たに入力された場合には、上記しきい値を更新するようにしてもよい。

変形例 (viii)

上述した第 1 実施例においては、脈波のパラメータを算出して、記憶や比較を行うようにしたが、メモリ容量の増大や比較処理時間の増大が問題にならない場合には、波形そのものを記憶し、かつ、比較するように構成することもできる。

変形例 (ix)

診断結果とともに、あるいは診断結果に代えて、被験者の症状に応じた治療法を表示するようにしてもよい。本実施例においては、被験者の症状に応じた治療法を教師データとして出力するようにしても良い。

これは、学習モードの際に、診断結果とともに（あるいは診断結果に代えて）治療法を入力するようにすることで容易に実施することが可能である。

以上、この第1章においては、本願発明の基本構成となる診断装置について、説明した。以下の第2章～第5章では、脈波を表わすパラメータをその生成方法とともに説明する。

第2章：循環動態パラメータを算出する脈波解析装置

循環器系の状態を診断する場合に、最も一般的に測定されるのが血圧や心拍数である。しかし、さらに詳しい診断を行うためには血管の粘性抵抗やコンプライアンス（粘弾性）といった循環動態パラメータを測定することが必要となる。

従来、このような循環動態パラメータを測定するためには、大動脈起始部と切痕部の圧力波形及び血流量を測定する必要があり、その測定法としては、動脈にカテーテルを挿入し直接測定する方法または超音波等で間接的に測定する方法があった。

しかしながら、カテーテルを挿入する方法は、侵襲的な大掛かりな装置を必要とするという問題があった。一方、超音波等で間接的に測定する方法によれば、血管内の血流を非侵襲的に観測することができるが、この方法は熟練を要するものであり、また、測定のための装置も大掛かりなものになってしまうという問題があった。

そこで、本発明者は、このような問題に鑑み、生体の動脈系を電気回路によりシミュレートして、非侵襲的に循環動態パラメータを算出する脈波解析装置を発明した。

より詳細には、この脈波解析装置は、生体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を電気回路（以下、電気的モデルという）によってシミュレートし、さらに、この動脈系中枢部での圧力波形をシミュレートした電気信号を該電気的モデルに入力したとき、該電気的モデルから出力される出力信号波形が、実際に生体の末梢部から検出された圧力波形と対応するように、該電気回路の各素子の値を算出し、循環動態パラメータのそれぞれと対応させて出力するものである。

なお、算出したパラメータを上記第1実施例の波形パラメータとして適用できるのは、いうまでもない。

この脈波解析装置では、実際に生体の末梢部から検出される圧力波形として橈骨動脈波形を採用し、また、動脈系中枢部での圧力波形として大動脈起始部の圧力波形を採用する。

また、この実施例では、「大動脈起始部での圧力波形が、生体の状態にあまり依存せずほぼ一定であり、中枢部から末梢部に至る動脈系が、主に生体の状態に依存すること」が前提となるが、これについては、本発明者により実験的に確認されている。

以下、この章では、本発明の第2実施例による脈波解析装置について説明する。

第2 - 1 章：第2実施例の構成

第10図は、この第2実施例による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。

この装置は、非侵襲的なセンサにより生体から得られた情報に基づき、生体の動脈系の循環動態パラメータを評価する。なお、本実施例において取扱う循環動態パラメータの具体的内容については後述する。

第10図において、201は脈波検出装置、202は1回拍出量測定器である。これらのうち、脈波検出装置201は、第11図に示すように、診断者の手に装着された（あるいは被験者の手首に装着された）脈波センサS1を介して橈骨動脈波形を検出すると共に被験者の上腕部に装着されたカフ帯S2を介して被験者の血圧を検出する。そして、橈骨動脈波形を血圧によって校正し、その結果得られる校正された橈骨動脈波形を電気信号（アナログ信号）として出力する。

脈波検出装置201が出力するアナログ信号は、A/D変換器203に入力され、所定のサンプリング周期毎にデジタル信号に変換される。また、1回拍出量測定器2は、第11図に示すようにカフ帯S2に接続されており、このカフ帯S2を介して心臓から1回の拍により流出される血液の量である1回拍出量を測定し、その測定結果を1回拍出量データ（デジタル信号）として出力する。この種の1回拍出量測定器202としては、いわゆる収縮期面積法により測定を行う装

置を使用することができる。

ここで、脈波センサ S 1 の詳細を第 2 4 図を参照して説明する。

図において、2 5 1 は手術用のゴム手袋であり、その第二指、第三指および第四指の各第一節の指腹部に歪ゲージ 2 5 2 ~ 2 5 4 が接着されている。歪ゲージ 2 5 2 ~ 2 5 4 は薄ゲージであり、ゲージ率「1 7 0」、抵抗「2 k Ω 」、幅「0.5 mm」、長さ「4 mm」である。各歪ゲージ 2 5 2 ~ 2 5 4 は、「4 mm \times 1 mm」のフレキシブルな薄板ベース上に固定されており、該薄膜ベースとともにゴム手袋 2 5 1 に接着されている。

次に、脈波検出装置 2 0 1 の構成を第 2 5 図を参照して説明する。

図において、2 6 8 は周知の血圧計であり、カフ帯 S 2 を介して被験者の血圧を測定し出力する。2 6 1 は定電流源であり、歪ゲージ 2 5 2 に定電流を供給する。これにより、歪ゲージ 2 5 2 の両端には、その物理的な歪に応じた電圧 V_s が発生する。この電圧 V_s は D C アンプ 2 6 2 を介して増幅され、直流遮断回路 2 6 3 と平均化回路 2 6 5 とに供給される。ここで、D C アンプ 2 6 2 から出力される電圧は、 $(V_o + V_s + \Delta V)$ として表現することができる。ここで、電圧 V_o は診断者がゴム手袋 2 5 1 を手に装着した際に発生する電圧であり、電圧 V_s は診断者の指を被験者の腕に押圧した際の押圧力によって発生する電圧である。また、電圧 ΔV は、被験者の脈圧によって生ずる交流電圧である。

直流遮断回路 2 6 3 にあっては、電圧 V_o 、 V_s および ΔV のうち直流成分たる前二者が除去され、交流成分たる電圧 ΔV すなわち脈波信号が出力される。この脈波信号は、遮断周波数が「2 0 Hz」の低域遮断フィルタ 2 6 4 を介して雑音が除去された後、A / D コンバータ 2 0 3 (第 1 0 図参照) を介してマイクロコンピュータ 2 0 4 に供給される。

一方、平均化回路 2 6 5 にあっては、電圧 $(V_o + V_s + \Delta V)$ の極大値が検出され、一の極大値が発生した後に次の極大値が発生するまでを一周期として、数周期にわたって電圧 $(V_o + V_s + \Delta V)$ が平均化される。これによって、交流成分たる電圧 ΔV が除去され、直流成分たる電圧 $(V_o + V_s)$ が出力される。また、2 6 6 はレベル記憶回路であり、スイッチ 2 6 6 a が押下されると、その時点における平均化回路 2 6 5 の出力電圧レベルを記憶し、以後記憶したレベルの電圧

を継続的に出力する。また、267は減算器であり、平均化回路265の出力電圧からレベル記憶回路266の出力電圧を減算し、減算結果を出力する。

第25図に示す構成において、診断者がゴム手袋251を装着すると、DCアンプ262からは電圧 V_0 が出力される。この状態でスイッチ266aを押下すると、電圧 V_0 がレベル記憶回路266に記憶される。次に、ゴム手袋251を装着したまま被験者の腕に指先を押圧すると、平均化回路265から電圧 $(V_0 + V_d)$ が出力されるから、減算器267を介して、押圧力に対応する電圧 V_d が出力される。また、これと同時に、直流遮断回路263、低域遮断フィルタ264を順次介して脈波に対応する電圧 ΔV が出力される。さらに、脈波センサS1は薄いゴム手袋51と歪ゲージ52～54とによって構成されているから、診断者は自らの触覚に基づく診断を同時に行うことが可能である。なお、上記構成要素261～267は、歪ゲージ252に対応して設けられたものであるが、歪ゲージ253、254に対応して同様のものが設けられている。

第10図に示したマイクロコンピュータ204は、キーボード205から入力されるコマンドに従い、以下列挙する各処理を行う。

- (1) A/D変換器3を介して得られる橈骨動脈波形の時系列デジタル信号を内蔵の波形メモリに取り込む脈波読取処理
- (2) 上記波形メモリに取り込んだ寸、関、尺に係る橈骨動脈波形を拍毎に平均化し1拍に対応した橈骨動脈波形を求める平均化処理
- (3) 1回拍出量データを取り込む処理
- (4) 上記1拍に対応した橈骨動脈波形を表す数式を求め、この数式に基づき被験者の動脈系に対応した電氣的モデルの各パラメータを算出するパラメータ算出処理
- (5) パラメータ演算処理により得られたパラメータを、循環動態パラメータとして図示しない出力装置（例えばプリンタ、ディスプレイ装置等）を介して出力する出力処理

なお、これらの処理の詳細については本実施例の動作説明の際に詳述する。

(1) 4つの素子からなる集中定数回路

本実施例は、動脈系をシミュレートした電氣的モデルとして、第12図に示すような、四つの素子からなる集中定数回路を採用する。この電氣的モデルは、生体の循環系の挙動を決定する要因のうち、

動脈系中枢部での血液による慣性、

動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗（粘性抵抗）、

動脈系中枢部での血管のコンプライアンス（粘弾性）、および

動脈系末梢部での血管抵抗（粘性抵抗）

の4つのパラメータに着目し、これらを電気回路としてモデリングしたものである。

以下、この集中定数回路を構成する各素子と上記各パラメータとの対応関係を示す。

インダクタンス L : 動脈系中枢部での血液の慣性 $[\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5]$

静電容量 C : 動脈系中枢部での血管のコンプライアンス（粘弾性）
 $[\text{cm}^5/\text{dyn}]$

なお、コンプライアンスとは血管の軟度を表わす量であり、粘弾性のことである。

電気抵抗 R_c : 動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗
 $[\text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^5]$

電気抵抗 R_p : 動脈系末梢部での血液粘性による血管抵抗
 $[\text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^5]$

また、この電氣的モデル内の各部を流れる電流 i , i_p , i_c は、各々対応する各部を流れる血流 $[\text{cm}^3/\text{s}]$ に相当する。また、この電氣的モデルに印加される入力電圧 $e(t)$ は、大動脈起始部の圧力 $[\text{dyn}/\text{cm}^2]$ に相当する。そして、静電容量 C の端子電圧 v_p は、橈骨動脈部での圧力 $[\text{dyn}/\text{cm}^2]$ に相当するものである。

(2) 電氣的モデルおよびその応答特性の近似式

次に第12図に示す電氣的モデルの応答特性についての理論的説明を行う。

まず、第12図に示す電氣的モデルにおいては、下記微分方程式が成立する。

$$e(t) = R_c i + L (di/dt) + v_p \quad \dots (1)$$

ここで、電流 i は、

$$\begin{aligned} i &= i_c + i_p \\ &= C (dv_p/dt) + (v_p/R_p) \end{aligned} \quad \dots (2)$$

と表すことができるから、上記式(1)は下記式(3)のように表すことができる。

$$\begin{aligned} e(t) &= LC (d^2 v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p/dt) \\ &\quad + (1 + (R_c/R_p)) v_p \end{aligned} \quad \dots (3)$$

周知の通り、上記式(3)によって示されるような2次の定係数常微分方程式の一般解は、上記式(3)を満足する特殊解(定常解)と、下記微分方程式を満足する過渡解との和によって与えられる。

$$\begin{aligned} 0 &= LC (d^2 v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p/dt) \\ &\quad + (1 + (R_c/R_p)) v_p \end{aligned} \quad \dots (4)$$

ここで、微分方程式(4)の解は次のようにして得られる。まず、微分方程式(4)の解として下記式(5)によって表される減衰振動波形を仮定する。

$$v_p = A \cdot \exp(st) \quad \dots (5)$$

この式(5)を式(4)に代入すると、式(4)は次のように表されることとなる。

$$\{LCs^2 + (R_c C + (L/R_p))s + (1 + (R_c/R_p))\} v_p = 0 \quad \dots (6)$$

そして、上記式(6)を s について解くと、

$$\begin{aligned} s &= \{- (R_c C + (L/R_p)) \\ &\quad \pm ((R_c C + (L/R_p))^2 - 4LC(1 + (R_c/R_p)))^{1/2} / 2LC \end{aligned} \quad \dots (7)$$

となる。式(7)において

$$(R_c C + (L/R_p))^2 < 4LC(1 + (R_c/R_p))$$

... (8)

である場合には第2項の根号の中が負となり、この場合、 s は以下のように表される。

$$\begin{aligned} s &= \{ - (R_c C + (L/R_p)) \\ &\quad \pm j (4 L C (1 + (R_c/R_p)) - (R_c C + (L/R_p))^2) \} / 2 L C \\ &= -\alpha \pm j \omega \end{aligned}$$

... (9)

$$\begin{aligned} \alpha &= (R_c C + (L/R_p)) / 2 L C \\ &= (L + R_p R_c C) / 2 L C R_p \end{aligned}$$

... (10)

$$\omega = \{ (4 L C (1 + (R_c/R_p)) - (R_c C + (L/R_p))^2) \} / 2 L C$$

... (11)

ここで、

$$A_1 = L C \quad \text{... (12)}$$

$$A_2 = (L + R_c R_p C) / R_p \quad \text{... (13)}$$

$$A_3 = (R_c + R_p) / R_p \quad \text{... (14)}$$

とおくと、上記式(10)および(11)は以下のように表すことができる。

$$\alpha = A_2 / 2 A_1 \quad \text{... (15)}$$

$$\omega = \sqrt{(A_3 / A_1) - \alpha^2} \quad \text{... (16)}$$

このようにして s の値が確定し、上記微分方程式(4)を満足する解が得られる。以上の知見に基づき、本実施例においては、電氣的モデルの応答波形に含まれる減衰振動成分を近似する式として上記式(5)を用いることとした。

次に大動脈起始部の圧力波形のモデリングを行う。一般に大動脈起始部の圧力波形は第13図のような波形である。そこで、この圧力波形を第14図に示す三角波で近似することにする。

第14図において近似波形の振幅と時間を E_o 、 E_m 、 t_p 、 t_{p1} とすると、任意の時間 t における大動脈圧 $e(t)$ は次式で表わされる。 E_o は最低血圧(拡張期血圧)、 $E_o + E_m$ は最高血圧(収縮期血圧)であり、 t_p は1拍の時間、 t_{p1} は大動脈圧の立ち上がりからその圧力が最低血圧値になるまでの時間である。

$0 \leq t < t_{p1}$ の区間 :

$$e(t) = E_0 + E_m (1 - (t / t_{p1})) \quad \dots (17)$$

$t_{p1} \leq t < t_p$ の区間 :

$$e(t) = E_0 \quad \dots (18)$$

これらの式において、 E_0 は最低血圧（拡張期血圧）、 $E_0 + E_m$ は最高血圧（収縮期血圧）であり、 t_p は1拍の時間、 t_{p1} は大動脈圧の立ち上がりからその圧力が最低血圧値になるまでの時間である。

そして、上記（17）式および（18）式によって表される電気信号 $e(t)$ を第12図に示した電氣的モデルに入力した時の応答波形 v_p （橈骨動脈脈波に対応）を本実施例においては以下のように近似する。

$0 \leq t < t_{p1}$ の区間 :

$$\begin{aligned} v_p = & E_{m1} + B (1 - t / t_p) \\ & + D_{m1} \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \end{aligned} \quad \dots (19)$$

$t_{p1} \leq t < t_p$ の区間 :

$$\begin{aligned} v_p = & E_{m1} \\ & + D_{m2} \cdot \exp\{-\alpha(t - t_{p1})\} \cdot \sin\{\omega(t - t_{p1}) + \theta_2\} \end{aligned} \quad \dots (20)$$

上記式（19）における右辺第3項および上記式（20）における右辺第2項が既に説明した減衰振動成分（上記式（5）に対応するもの）であり、これらの項における α および ω は上記式（15）および（16）により与えられる。

（3）電氣的モデルの各素子の値と橈骨動脈波形との関係

以下、上記式（19）および（20）における各定数のうち既に確定した α および ω 以外のものについて検討する。

まず、上記式（17）および（19）を上記微分方程式（3）に代入すると、下記の式（21）が得られる。

$$\begin{aligned} & E_0 + E_m (1 - (t / t_{p1})) \\ = & (1 + (R_c / R_p)) (E_{m1} + B) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& - (B / t_b) (R_e C + (L / R_p)) t \\
& + \{ L C (\alpha^2 - \omega^2) D_{m1} - \alpha D_{m1} (R_e C + (L / R_p)) + D_{m1} (1 + (R_e / R_p)) \} \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \\
& + \{ \omega D_{m1} (R_e C + (L / R_p)) - 2 L C \alpha \omega D_{m1} \} \exp(-\alpha t) \cos(\omega t + \theta_1) \\
& \dots (21)
\end{aligned}$$

この式(21)が成立するためには以下の条件が必要である。

$$\begin{aligned}
E_o + E_m &= (1 + (R_e / R_p)) (E_{m1n} + B) \\
&= E_o + A_3 B - (B / t_b) A_2 \dots (22)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
E_m / t_{p1} &= (B / t_b) (1 + (R_e / R_p)) \\
&= B / (t_b A_3) \dots (23)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
L C (\alpha^2 - \omega^2) - \alpha (R_e C + (L / R_p)) + (1 + R_e / R_p) &= 0 \\
&\dots (24)
\end{aligned}$$

$$R_e C + (L / R_p) = 2 L C \alpha \dots (25)$$

なお、上記式のうち式(24)および(25)は α および ω を拘束するものであるが、既に式(15)および(16)により得られた α および ω は当然のことながらこれらの式を満足する。

一方、上記式(18)および(20)を上記微分方程式(3)に代入すると、下記の式(26)が得られる。

$$\begin{aligned}
& E_o \\
&= (1 + (R_e / R_p)) E_{m1n} \\
&+ \{ L C (\alpha^2 - \omega^2) D_{m2} - \alpha (R_e C + (L / R_p)) D_{m2} + (1 + (R_e / R_p)) D_{m2} \} \exp(-\alpha(t - t_{p1})) \sin(\omega(t - t_{p1}) + \theta_2) \\
&+ \{ \omega (R_e C + (L / R_p)) D_{m2} - 2 L C \alpha \omega D_{m2} \} \exp(-\alpha(t - t_{p1})) \cos(\omega(t - t_{p1}) + \theta_2) \\
&\dots (26)
\end{aligned}$$

この式(26)が成立するためには上記式(23)、(24)が成立することに加え、下記式(27)が成立することが必要である。

$$E_o = (1 + (R_e / R_p)) E_{m1n}$$

$$= A_3 E_{m1n} \quad \dots (27)$$

以上のようにして得られた微分方程式 (3) が成立するための条件式 (22) ~ (25)、(27) に基づき、式 (19) および (20) における各定数を算定する。

まず、 E_{m1n} は上記式 (27) より、

$$E_{m1n} = E_0 / A_3 \quad \dots (28)$$

次に式 (23) より B は、

$$B = (t_0 E_m) / (t_{p1} A_3) \quad \dots (29)$$

となる。

次に上記式 (22) に上記式 (29) を代入し t_0 について解くと、

$$t_0 = (t_{p1} A_3 + A_2) / A_3 \quad \dots (30)$$

となる。

そして、残った定数 D_{1m} 、 D_{2m} 、 θ_1 および θ_2 は、橈骨動脈波形 v_p が $t = 0$ 、 t_{p1} 、 t_p において連続性を維持し得るような値、すなわち、下記条件 (a) ~ (d) を満足する値が選ばれる。

(a) 式 (19) の $v_p(t_{p1})$ と式 (20) の $v_p(t_{p1})$ とが一致すること

(b) 式 (20) の $v_p(t_p)$ と式 (19) の $v_p(0)$ とが一致すること

(c) 式 (19) および式 (20) の $t = t_{p1}$ における微分係数が一致すること

(d) 式 (19) の $t = 0$ での微分係数および式 (20) の $t = t_p$ における微分係数が一致すること

すなわち、 D_{1m} および θ_1 は、

$$D_{1m} = \sqrt{\{(D_{11}^2 + D_{12}^2)\}} / \omega \quad \dots (31)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} D_{11} / D_{12} \quad \dots (32)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において、

$$D_{11} = (v_{o1} - B - E_{m1n}) \omega \quad \dots (33)$$

$$D_{12} = (v_{o1} - B - E_{m1n}) \alpha + (B / t_0) + (i_{o1} / C) \quad \dots (34)$$

であり、 v_{o1} と i_{o1} は $t = 0$ における v_p と i_p の初期値である。

また、 D_{2m} および θ_2 は、

$$D_{2m} = \sqrt{(D_{21}^2 + D_{22}^2)} / \omega \quad \dots (35)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} D_{21} / D_{22} \quad \dots (36)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において

$$D_{21} = (v_{02} - E_{m1n}) \omega \quad \dots (37)$$

$$D_{22} = (v_{02} - E_{m1n}) \alpha + (i_{02} / C) \quad \dots (38)$$

であり、 v_{02} と i_{02} は $t = t_{p1}$ での v_p と i_c の初期値である。このようにして式(1.9)および(20)の各定数が得られた。

さて、式(16)の角周波数 ω から逆算することにより、中枢部での血管抵抗 R_c は、

$$R_c = \{L - 2R_p \sqrt{LC(1 - \omega^2 LC)}\} / CR_p \quad \dots (39)$$

となる。ここで、 R_c が実数でかつ正となる条件は、

$$4R_p^2 C / \{1 + (2\omega R_p C)^2\} \leq L \leq 1 / \omega^2 C \quad \dots (40)$$

である。一般に R_p のオーダは 10^3 (dyn·s/cm⁵)程度、 C は 10^{-4} (cm⁵/dyn)程度であり、また、 ω は脈波に重畳している振動成分の角周波数であるから10 (rad/s)以上であるとみてよい。このため、式(40)の下限はほぼ $1 / \omega^2 C$ とみなせる。そこで、 L を簡略化のため近似的に、

$$L = 1 / (\omega^2 C) \quad \dots (41)$$

とおくと、 R_c は、

$$R_c = L / (CR_p) \quad \dots (42)$$

となる。また、式(41)および(42)の関係より式(15)の減衰定数 α は、

$$\alpha = 1 / (CR_p) \quad \dots (43)$$

となる。(41)式～(43)式の関係を用いて、 α と ω 及び四素子の値のいずれか1つ、例えば血液の慣性 L を用いて残りの素子の値を表わすと、

$$R_c = \alpha L \quad \dots (44)$$

$$R_p = \omega^2 L / \alpha \quad \dots (45)$$

$$C = 1 / (\omega^2 L) \quad \dots (46)$$

となる。上式(44)～(46)より、電気的モデルの素子の値 R_c 、 R_p および C は、 α 、 ω および L が得られることにより確定することが明らかである。

ここで、 α と ω は、橈骨動脈波の実測波形から得ることができる。一方、 L は

1 回拍出量 SV に基づいて算出することができる。以下、1 回拍出量 SV に基づく L の算出手順について説明する。まず、大動脈起始部の圧力波の平均値 $E_{0,1}$ は以下の式 (47) により与えられる。

$$E_{0,1} = \{E_0 t_p + (t_{p,1} E_m / 2)\} / t_p \quad \dots (47)$$

一方、 R_c 、 R_p 、 α 、 ω および L 間には下記式 (48) が成立する。

$$R_c + R_p = \alpha L + (\omega^2 L / \alpha) = (\alpha^2 + \omega^2) L / \alpha \quad \dots (48)$$

そして、電気的モデルを流れる平均電流、すなわち、上記 $E_{0,1}$ を $(R_c + R_p)$ によって除算したものは、拍動により動脈を流れる血流の平均値 (SV / t_p) に相当するから下記式 (49) が成立する。

$$SV / t_p = 1333.22 \times \{\alpha / (\alpha^2 + \omega^2) L t_p\} \times \{E_0 t_p + (E_m t_{p,1} / 2)\} \quad \dots (49)$$

なお、上記式 (49) における 1333.22 は圧力値の単位を mmHg から dyn/cm² に換算するための比例定数である。

このようにして得られた式 (49) を L について解くことにより、1 回拍出量 SV から L を求めるための式 (50) が以下の通り得られる。

$$L = 1333.22 \times \{\alpha / (\alpha^2 + \omega^2) SV\} \times \{E_0 t_p + (E_m t_{p,1} / 2)\} \quad \dots (50)$$

なお、血流量を測定することにより上記式 (49) 中の平均電流 $(1 / t_p) \{E_0 t_p + (t_{p,1} E_m / 2)\}$ に相当する値を求め、この結果に基づきインダクタンス L を算出してもよい。血流量を測定する装置としては、インピーダンス法によるもの、ドップラー法によるもの等が知られている。また、ドップラー法による血流量測定装置には、超音波を利用したもの、レーザを利用したもの等がある。

(4) 電気的モデルの発展形

次に、第 12 図に示す電気的モデルを発展させ、寸、関、尺におけるそれぞれの圧力変化を考慮すると、第 26 図に示すモデルが得られる。

図において、大動脈起始部、尺、関および寸における圧力はそれぞれ電圧 $e_0(t)$ 、 $e_1(t)$ 、 $e_2(t)$ および $e_3(t)$ によって表され、各電圧検出端

の間においては、血液の慣性を示すインダクタンス $L_1 \sim L_3$ と、血管の各部のコンプライアンスを示す静電容量 $C_1 \sim C_3$ と、血管の各部の抵抗を示す電気抵抗 $R_{c1} \sim R_{c3}$ とが接続されている。

なお、第12図における電気抵抗 R_p は、測定対象となる動脈系末梢部よりさらに末梢の血管抵抗を示すものである。従って、第26図に示すモデルにあっては、各電圧検出端よりも後段に位置する回路の合成インピーダンスが第12図における電気抵抗 R_p に相当する。例えば、第26図において、一点鎖線A-A'よりも右側の部分の合成インピーダンスを近似して電気抵抗 R_p とすると、第26図の発展モデルは、第12図のモデルと同様になる。

従って、第26図におけるモデルにあっては、第12図に示すモデルと同様の手法によって、各素子の値を求めることが可能である。すなわち、最初に一点鎖線A-A'よりも右側の部分の合成インピーダンスを近似して電気抵抗 R_p とすると、上述した手法により、 $e_0(t)$ および $e_1(t)$ の波形に基づいて各パラメータ R_{c1} 、 L_1 および C_1 が求められる。次に、 $e_1(t)$ および $e_2(t)$ の波形に基づいて各パラメータ R_{c2} 、 L_2 および C_2 が求められ、 $e_2(t)$ および $e_3(t)$ の波形に基づいて各パラメータ R_{c3} 、 L_3 、 R_p および C_3 が求められる。

ところで、上述の説明においては、電圧 $e_1(t) \sim e_3(t)$ に相当する各部の圧力波形がそのまま検出できるものとした。しかし、実際には被験者の血管において発生した圧力波形は、歪ゲージ252～254（第24図参照）によって検出される前に、被験者の筋肉、脂肪、皮膚等を介して伝搬されつつ変形される。

そこで、より厳密な測定を行うならば、圧力波形の変形を考慮する必要がある。この場合、第26図に示すような圧力波変形回路270～272を設けると好適であろうと思われる。回路270において、273は電圧ホロワ回路、274、275は電気抵抗、276はコンデンサである。ここで、電気抵抗274、275は被験者の動脈の「尺」に相当する部分から歪ゲージ254に至るまでの圧力損失をシミュレートしており、電気抵抗275およびコンデンサ276は周波数特性、すなわち高周波部における減衰をシミュレートしている。また、電圧ホロワ回路273は、筋肉、脂肪、皮膚等の状態が動脈自体に与える影響は小さいと考えられるため、電気抵抗274の前段に設けたものである。

このモデルにおいては、電圧 $e_1(t)$ が 圧力波変形回路 270 によって変形され、電圧 $e_1'(t)$ として検出される。従って、電圧 $e_1(t)$ の波形を正しく求めるためには、圧力波変形回路 270 における各素子の定数を求める必要がある。これは、被験者の腕に各種の周波数や波形を有する音波を印加し、その音波の損失や変形を検出することによって容易に求めることが可能である。すなわち、圧力波変形回路 270 の回路構成は、第 12 図のモデルと同様であるから、同様の手法によって各素子の値が求められる。なお、圧力波変形回路 270 における各値は固定的なものではなく、診断者が脈診を行う際の指の押圧力によって変動するものであるから、被験者の腕に音波を印加する際に、種々の押圧力を加え、押圧力と各定数とを対応させて記録しておくことが好適である。

以上、橈骨動脈波および 1 回拍出量と電気的モデルの各素子の値との関係について説明した。本実施例におけるマイクロコンピュータ 204（第 10 図参照）は、以上説明した関係に基づき電気的モデルの各素子の値の演算を行う。

第 2 - 2 章：第 2 実施例の動作

第 15 図～第 19 図は、この脈波解析装置の動作を示すフローチャートである。また、第 20 図は、平均化処理により得られた橈骨動脈波形を示す波形図であり、第 21 図は、パラメータ算出処理により得られた橈骨動脈波形 W_2 と平均化処理により得られた橈骨動脈波形 W_1 とを対比した波形図である。以下、これらの図を参照し本実施例の動作を説明する。

第 2 - 2 - 1 章：通常の算出処理

(1) 脈波読取処理

循環動態パラメータを算出するに際し、診断者は、第 11 図に示すようにカフ帯 S2 を被験者に装着し、診断者の手に脈波センサ S1 を装着し、スイッチ 266a（第 25 図参照）を押下し、測定指示をキーボード 205 から入力する。マイクロコンピュータ 204 はこのコマンドに応答し、まず、測定指示を脈波検出装置 201 へ送る。この結果、脈波検出装置 201 により、歪ゲージ 252～254 を介して橈骨動脈波が検出され、この橈骨動脈波を表す時系列デジタル信号

が A/D 変換器 203 から出力され、一定時間（約 1 分間）に亘ってマイクロコンピュータ 204 に取り込まれる。このようにしてマイクロコンピュータ 204 に複数拍分の橈骨動脈波形の時系列デジタル信号が取り込まれる。

（２）平均化処理

次にマイクロコンピュータ 204 は、このようにして取り込んだ複数拍に対応した橈骨動脈波形を 1 拍毎ごとに重ね合わせて 1 分間での 1 拍当たりの平均波形を求め、この平均波形を橈骨動脈波形の代表波形として内蔵のメモリに格納する（以上、ステップ S1）。また、これと同時に減算器 267（第 25 図参照）を介して検出された押圧力も平均化しておく。第 20 図にこのようにしてメモリに格納された橈骨動脈波形の代表波形 W1 を例示する。

（３）１回拍出量データ取込処理

上記平均化処理が終了すると、マイクロコンピュータ 204 は 1 回拍出量測定器 202 へ測定指示を送る。この結果、1 回拍出量測定器 202 により被験者の 1 回拍出量が測定され、その結果を示す 1 回拍出量データが、マイクロコンピュータ 204 に取り込まれる（ステップ S2）。

（４）パラメータ算出処理

次にマイクロコンピュータ 204 の処理はステップ S3 に進み、第 16 図および第 17 図にフローを示すパラメータ算出処理ルーチンが実行される。また、このルーチンの実行に伴い、寸、関、尺の各部の波形毎に第 18 図にフローを示す α , ω 算出ルーチンが実行される（ステップ S109、S117）。さらに、この α , ω 算出ルーチンの実行に伴い、第 19 図にフローを示す ω 算出ルーチンが実行される（ステップ S203）。なお、説明の簡素化のため、これらのルーチンにあっては、第 26 図のモデルにおける電圧 $e_1(t) \sim e_5(t)$ に相当する圧力波形が歪ゲージ 252～254 から直接られるものとした。

以下、これらのルーチンの処理内容について説明する。

まず、マイクロコンピュータ 204 は、メモリに取り込んだ 1 拍分の橈骨動脈

波形について、血圧が最大となる第1ポイントP1に対応した時間 t_1 、および血圧値 y_1 と、第1ポイントの後、血圧が一旦落込む第2ポイントに対応した時間 t_2 、および血圧値 y_2 と、2番目のピーク点である第3ポイントP3に対応した時間 t_3 、および血圧値 y_3 を求める。また、メモリに取り込んだ橈骨動脈波形について1拍の時間 t_p 、最低血圧値 E_{min} （(3)式と(4)式の第1項に相当）を求める（ステップS101）。以上の処理により、パラメータ演算処理に必要な各データとして以下例示するものが得られる。

第1ポイント : $t_1 = 0.104$ (s)、 $y_1 = 123.4$ (mmHg)

第2ポイント : $t_2 = 0.264$ (s)、 $y_2 = 93.8$ (mmHg)

第3ポイント : $t_3 = 0.38$ (s)、 $y_3 = 103.1$ (mmHg)

1拍の時間 : $t_p = 0.784$ (s)

最低血圧 : $E_{min} = 87.7$ (mmHg)

1回拍出量データ : $SV = 103.19$ (cc/beat)

なお、第2ポイントP2と第3ポイントP3を区別することが困難ななだらかな脈波の場合には、第2と第3ポイントの時間を

$$t_2 = 2t_1, \quad t_3 = 3t_1$$

としてその点の血圧値を決定する。

そして、計算の簡略化のため、第22図に示すA点の血圧値 y_0 を用いて $y_1 \sim y_3$ の正規化処理を行い（ステップS102、S103）、Bの値を

$$(y_0 / 2) - 0.1$$

に初期設定する（ステップS104）。

そして、次の手順でB、 t_0 、 α 、 ω の最適値を求める。

(a) まず、Bを $y_0 / 2 \sim y_0$ の範囲で変化させると同時に t_0 を $t_p / 2 \sim t_p$ の範囲で変化させ（+0.1間隔）、各Bおよび t_0 について

$$v_p(t_1) - y_1, \quad v_p(t_2) - y_2, \quad v_p(t_3) - y_3$$

が最小となる α 、 ω を求める。

(b) 次に(a)での処理において求めたB、 t_0 、 α 、 ω の中で

$$v_p(t_1) - y_1, \quad v_p(t_2) - y_2, \quad v_p(t_3) - y_3$$

が最小となる B 、 t_b 、 α 、 ω を求める。

(c) (b) の処理において求めた B 、 t_b を基準にして、

$$B \pm 0.05, t_b \pm 0.05$$

の範囲で上記 (a) および (b) を再び実行する。

(d) 上記 (a) ~ (c) の処理の際、 α は 3 ~ 10 の範囲を 0.1 間隔で変化させ、各 α について最適な ω を算出する。 ω は、各 α において、

$$dv_p(t_s) / dt = 0$$

となる点を二分法を用いて求めた (第 19 図参照)。なお、上記各処理において v_p の値を演算するに際し式 (33) の初期値 v_{p1} は零とする。

このような処理により以下例示するように各データが決定される。

$$\alpha = 4.2 \text{ (s}^{-1}\text{)} \quad , \quad \omega = 24.325 \text{ (rad/s)}$$

$$B = 27.2 \text{ (mmHg)} \quad , \quad t_b = 0.602 \text{ (s)}$$

(e) そして、 t_{p1} 、 E_m 、 E_o を式 (28) ~ (30)、(44) ~ (46) に基づいて算出する (ステップ S123、S124)。この結果を以下例示するものが得られる。

$$t_{p1} = 0.588 \text{ (s)}$$

$$E_m = 27.4 \text{ (mmHg)}$$

$$E_o = 90.3 \text{ (mmHg)}$$

(f) そして、式 (50) を用い、1 回拍出量から L の値を算出し (ステップ S125)、残りのパラメータ値を式 (44) ~ (46) により求める (ステップ S126)。この結果、以下例示するパラメータが得られる。

$$L = 7.021 \text{ (dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5\text{)}$$

$$C = 2.407 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5/\text{dyn)}$$

$$R_c = 29.5 \text{ (dyn} \cdot \text{s/cm}^5\text{)}$$

$$R_p = 989.2 \text{ (dyn} \cdot \text{s/cm}^5\text{)}$$

また、直流的な (平均的な) 総末梢血管抵抗 TPR を以下のようにして算

出する。

$$TPR = R_c + R_p = 1018.7 \text{ (dyn} \cdot \text{s/cm}^5\text{)}$$

となる。

(5) 出力処理

以上説明したパラメータ算出処理が終了すると、マイクロコンピュータ204はL、C、R_cおよびR_pを出力装置から出力する(ステップS4)。すなわち、寸、関、尺の各部の波形毎にそれぞれ上記処理を行うことにより、第26図に示す各パラメータL₁~L₃、C₁~C₃、R_{c1}~R_{c3}およびR_{p3}が得られる。

確認のため、算出したパラメータで式(40)を計算すると、

$$6.969 \leq L \leq 7.021$$

となり、式(41)の近似は妥当であるといえる。また、第21図に示す通り、算出したパラメータを用いて計算した橈骨動脈波形と実測波形(1分間の平均波形)とは非常によく一致しているといえる。

第2-2-2章：連続算出

本実施例による装置は、タイマ(図示略)を備えており、このタイマを使用することにより長時間に渡って連続的に循環動態パラメータを測定することができる。この連続測定を行う場合、診断者は連続測定の指示をキーボード205から入力する。この結果、第15図におけるステップS4(出力処理)が終了した後、タイマがセットされ、タイマにより一定時間が計時された後、再び、ステップS1から実行が開始され、循環動態パラメータが算出され(ステップS3)、記録紙または記憶媒体等に記録される(ステップS4)。このようにして一定時間間隔で循環動態パラメータの連続的算出が行われる。

さらに、診断者は、タイマが一定時間を計時する毎に指の押圧力を適宜変更してもよい。すなわち、一般的な脈診においては診断者は指の押圧力を適宜変更しながら診断を行い様々な情報を収集するから、本実施例の装置を動作させながらこのような脈診を行ってもよい。これによって、種々の押圧力に応じたデータを

収集することが可能になる。

第 2 - 3 章：変形例

上記第 2 実施例は、上記構成の脈波解析装置に限定されるものではなく、例えば、以下のように種々の変形が可能である。

変形例 (i)

1 回拍出量 SV の測定を行わず、 L は所定の値を仮定し、橈骨動脈波形のみにより循環動態パラメータを求める。演算精度が低下するのを補うため、第 21 図に示すように、演算により得られた橈骨動脈波形と、測定により得られた橈骨動脈波形とを重ね表示するモニタを設けると共に診断者が L の値を設定し得るようにしてもよい。このように構成した場合、診断者は試行錯誤により、実測による橈骨動脈波形と演算による橈骨動脈波形とを一致させるように L を最適値に設定することができる。

変形例 (ii)

大動脈起始部の圧力波形のモデルとして、三角波ではなく、第 23 図に示すような台形波を使用する。この場合、三角波に比べて実際の圧力波形に近いので、より正確に循環動態パラメータを求めることができる。

変形例 (iii)

上記第 2 実施例においては、循環動態パラメータを数式を用いた演算により求めたが、各循環動態パラメータを所定範囲内で変化させたときのモデルの各応答波形を回路シミュレータ等によってシミュレーションし、実測の橈骨動脈波形と最もよく一致する循環動態パラメータを選択して出力するようにしてもよい。この場合、動脈系の電氣的モデルおよび大動脈起始部の圧力波形のモデルとしてより実際に近い複雑なものを使用することができ、測定精度がさらに向上する。

変形例 (iv)

橈骨動脈波および 1 回拍出量の測定箇所は、第 11 図に示す箇所限定されるものではない。例えば、ゴム手袋 251 に血圧センサを装着することにより、手首において橈骨動脈波形および 1 回拍出量の両方を測定してもよい。この場合、被験者は腕をまくらなくても済むので被験者の負担が軽減される。

同様に、1 回拍出量測定器は、脈診が行われる腕の反対側の腕や手、指に設けてもよい。

変形例 (v)

上記実施例にあつては、説明の簡素化のため、第 26 図に示した電気モデルにおける電圧 $e_1(t) \sim e_3(t)$ に相当する圧力波形が歪ゲージ 252 ~ 254 から直接得られるものとしたが、圧力波変形回路 270 ~ 272 を含めたモデルを用いて診断してもよいことは言うまでもない。

第 3 章：脈波波形の歪みにより診断を行なう診断装置

次に、本発明の第 3 実施例による装置について説明する。この装置は、まず、生体から検出した脈波波形の歪を求める。

脈波波形の歪は、脈波波形の形態と、当然のことながら密接な関係がある。脈波波形の形態は、生体の状態と後述する関係があるので、脈波波形の歪を算出することにより、生体の状態を診断することができる。

また、脈波波形の歪は、第 2 章において詳述した循環動態パラメータのそれぞれに対しても、後述するような相関関係がある。したがって、歪を算出することにより、循環動態パラメータの各々についても求めることができ、これに基づいても診断を行なうことができる。

以下、本章では、脈波波形の歪と、脈波の形態／循環動態パラメータとの関係について説明し、次に、これらの関係を利用して診断を行なう第 3 実施例について、その変形例とともに説明する。

第 3-0 章：歪と脈波の形態／循環動態パラメータとの関係

この装置について具体的な説明をする前に、脈波波形の歪と、脈波波形の形態

・循環動態パラメータとの関係について、発明者によって得られた知見について、図を参照しながら説明する。

この第3実施例において、歪率 d を下記のように定める。脈波をフーリエ解析したときに得られる基本波の振幅を Q_1 、第2調波の振幅を Q_2 、 \dots 、第 n 調波の振幅を Q_n とする。この場合、歪率 d は

$$d = \sqrt{(Q_2^2 + Q_3^2 + \dots + Q_n^2)} / Q_1$$

である。

第3-0-1章：歪と形態との関係

まず、脈波波形の形態について説明する。脈波の形態としては、平脈、滑脈、弦脈の他に、多くの形態がある。第31図は、これらのうちの代表的な平脈、滑脈、弦脈の形態を示す。

平脈は、「平人」すなわち正常な健康人の脈波波形の形態であり、波形例を第31図(A)に示す。この波形例は、34才男性の脈波のものである。平脈はゆったりとして緩和であり、リズムが一定で乱れが少ないことが特徴である。

滑脈は、血流状態の異常に原因するもので、痰飲、食滯、実熱などの病気で脈の往来が非常に流利、円滑になって生じる。滑脈の代表的波形を第31図(B)に示す。この波形例は、28才男性の脈波のものである。滑脈の波形は、急に立ち上がった後すぐに下降し、その切れ込みが深いと同時にその後の2番目の峰が通常よりもかなり高いのが特徴である。

弦脈は、血管壁の緊張度の上昇に原因するもので、肝胆病、諸痛、痰飲などの病気の際に現れる。これは、自律神経系の緊張で血管壁が緊張し、弾力性が減少し、拍出された血液の拍動の影響が現われにくくなったことに原因すると考えられる。代表的波形例を第31図(C)に示す。この波形例は、36才男性の脈波のものである。弦脈の波形は、急激に立ち上がった後すぐに下降せず、高圧の状態が一定時間持続するのが特徴である。なお、第31図のグラフでは、縦軸が血圧BP (mmHg) で、横軸が時間(秒)である。

上述した脈波の形状から大略の見当は予測できる。

次に、歪と形態との関係について説明する。第32図に、歪と平脈、滑脈、弦

脈との関係を示す。この図は、平脈 3 5 例、滑脈 2 1 例、弦脈 2 2 症例について解析した結果である。

第 3 2 図において、平脈の歪は、0. 9 0 7 を平均として、上下に 0. 0 5 3 程度の偏差を持つ。

滑脈の歪は、平脈の歪より大きく、1. 0 1 3 を平均として、上下に 0. 1 4 8 の偏差を持つ。

弦脈の歪は、三者のうち最も小さく、0. 7 3 4 を平均として、上下に 0. 0 6 4 程度の偏差を持つ。

また、平脈、滑脈および弦脈の歪の大小関係を、t 検定で検定した結果、危険率が 0. 0 5 以下で有為差が認められている。

第 3 - 0 - 2 章：歪と循環動態パラメータとの関係

次に、脈波波形の歪と、第 2 - 1 - 1 章において詳述した循環動態パラメータとの関係について説明する。

第 3 3 図～第 3 7 図に、歪率 d と各循環動態パラメータとの関係をそれぞれ示す。これらの関係は、1 2 0 症例について求めたものである。

第 3 3 図は、中枢部血管抵抗 R_c と歪率 d との関係を示す。両者の関係式を求めると、

$$R_c = 58.68 d^{-0.394}$$

で表され、相関 r は

$$r = -0.807$$

である。

第 3 4 図は、末梢部血管抵抗 R_p と歪率 d との関係を示す。両者の関係式を求めると、

$$R_p = 2321.3 e^{-0.615d}$$

で表され、相関 r は

$$r = -0.418$$

である。

第 3 5 図は、慣性 L と歪率 d との関係を示す。両者の関係式を求めると、

$$L = 162.8 e^{-2.585d}$$

で表され、相関 r は

$$r = -0.774$$

である。

第36図は、コンプライアンス C と歪率 d との関係を示す。両者の関係式を求めると、

$$C = (-1.607 + 3.342d) \times 10^{-4}$$

で表され、相関 r は

$$r = 0.764 \text{ である。}$$

第3-0-3章：循環動態パラメータと脈波波形の形態との関係

参考までに、循環動態パラメータと脈波波形の形態との関係について確認する。

第37図から第40図に、各循環動態パラメータと滑脈、平脈、弦脈の3脈との関係を示す。

第37図は、中枢部血管抵抗 R_c と3脈の関係を示す。滑脈の血管抵抗が最も小さく ($47.048 \pm 18.170 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$)、次に、平脈の血管抵抗が小さく ($92.037 \pm 36.494 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$)、弦脈の血管抵抗が最も大きい ($226.093 \pm 61.135 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$)。

第38図は、末梢部血管抵抗 R_p と3脈の関係を示す。滑脈の血管抵抗が最も小さく ($1182.1 \pm 176.7 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$)、次に、平脈の血管抵抗が小さく ($1386.5 \pm 228.3 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$)、弦脈の血管抵抗が最も大きい ($583.0 \pm 251.0 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$)。

第39図は、血液の慣性 L と3脈の関係を示す。滑脈の慣性が最も小さく ($0.337 \pm 2.609 \text{ dyn}\cdot\text{s}^2/\text{cm}^5$)、次に、平脈の慣性が小さく ($16.414 \pm 4.604 \text{ dyn}\cdot\text{s}^2/\text{cm}^5$)、弦脈の慣性が最も大きい ($27.550 \pm 5.393 \text{ dyn}\cdot\text{s}^2/\text{cm}^5$)。

第40図は、コンプライアンス C と3脈との関係を示す。滑脈のコンプライアンスが最も大きく ($(2.030 \pm 0.554) \times 10^{-4} \text{ cm}^5/\text{dyn}$)、次に、平脈のコンプライアンスが大きく ($(1.387 \pm 0.311) \times 10^{-4} \text{ cm}^5/\text{dyn}$)、

弦脈のコンプライアンスが最も小さい $((0.819 \pm 0.207) \times 10^{-4} \text{ cm}^5/\text{dyn})$ 。

コンプライアンスについてのみ大小関係の順序が逆になっているが、コンプライアンスの逆数をとれば大小関係は、全ての動態パラメータについて同一順序となる。また、前記した動態パラメータと3脈の大小関係については、t検定で、危険率が0.05以下で有為差が認められている。

第3-1章：歪により脈波の形態を求め、この形態により診断を行なう装置

次に、この第3実施例による診断装置(i)について説明する。この診断装置(i)は、検出した脈波から、この脈波の歪を求め、さらに、この歪から脈波の形態を求め、この形態により診断を行なう。

第27図は、この実施例の構成を示すブロック図である。第27図において、311は脈波検出器であり、第28図にその検出方法について示す。

第28図において、S1は手首に装着された圧力センサで、橈骨動脈波形を検出する。S2は上腕部に装着されたカフ帯で、血圧を検出する。脈波検出装置311は橈骨動脈波形を血圧によって校正し、脈波をアナログ電気信号として出力する。

第27図に戻り、313は、脈波検出器311から出力されたアナログ電気信号をデジタル信号に変換するA/D変換器である。314は歪算出器であり、フーリエ解析器315と歪演算器317とから構成されている。フーリエ解析器315はマイコン等で構成されており、フーリエ解析用のプログラムはROM等のメモリに格納されている。また、フーリエ解析器315は、A/D変換器313から出力されるデジタル信号をフーリエ解析し、基本波の振幅 Q_1 、第2調波の振幅 Q_2 、・・・、第n調波の振幅 Q_n を出力する。「n」は、高調波の振幅の大きさを考慮して適宜定める。

歪演算器317は、フーリエ解析器315から出力される振幅 Q_1 、 Q_2 、・・・、 Q_n に基づいて歪率dを算出する。歪率dは、

$$d = \sqrt{(Q_2^2 + Q_3^2 + \dots + Q_n^2)} / Q_1$$

から求める。319は形態判定器で、歪算出器314から算出される歪率dに

基づいて形態の判定を行う。形態の判定は、例えば、

$$1. \quad 161 > d > 0.960$$

ならば滑脈と判定し、

$$0.960 > d > 0.854$$

ならば平脈と判定し、

$$0.798 > d > 0.670$$

なら弦脈と判定する。形態判定器 319 は、前記判定結果又は判定不能を出力する。321 は出力装置であり、形態判定器 319 の出力結果を表示し、印字出力を行う。

このとき、第 1 章において説明した診断装置に、脈波波形の形態に対応して生体の状態を表わすデータを予めデータベース 26 内に記憶させておき、この第 3 実施例の形態判定器 319 による判定結果に対応するデータを読み出すようにすれば、脈波の歪に基づいて診断を行なうことも可能である。

第 3 - 2 章：歪により循環動態パラメータを求め、これらパラメータにより診断を行なう装置

次に、この第 3 実施例による診断装置 (ii) について説明する。この診断装置 (ii) は、検出した脈波から、この脈波の歪を求め、さらに、この歪から循環動態パラメータを求め、これらのパラメータにより診断を行なう。

第 29 図は、この変形例の構成を示すブロック図である。第 29 図において、第 27 図で説明したと同じ構成部分については同一の番号を付して、その説明を省略する。

この図において、323 は循環動態パラメータ算出器であり、歪算出器 314 から算出される歪率 d に基づいて中枢部血管抵抗 R_c 、末梢部血管抵抗 R_p 、血液の慣性 L および血管壁のコンプライアンス C を算出する。循環動態パラメータ算出器 323 によるパラメータ算出は、次の関係式によって行われる。すなわち、中枢部血管抵抗 R_c は、

$$R_c = 58.68 d^{-0.394}$$

から算出し、末梢部血管抵抗 R_p は、

$$R_p = 2321.3 e^{-0.815d}$$

から算出し、慣性 L は、

$$L = 162.8 e^{-2.585d}$$

から算出し、コンプライアンス C は、

$$C = (-1.607 + 3.342d) \times 10^{-4}$$

から算出する。なお、各パラメータ値の単位は、2-1-1章において説明した通りである。

このように、各関係式を用いれば、第2章において説明した脈波解析装置を用いることなく、循環動態パラメータを算出することができる。この関係式を用いて算出した循環動態パラメータも、第1実施例に適用できるのは、いうまでもない。

さらに、循環動態パラメータ算出器323は、関係式を用いて算出した循環動態パラメータに基づいて脈波形態を判別しても良い。例えば、

中枢部血管抵抗 R_a が $28.878 \sim 65.218$ で、

末梢部血管抵抗 R_p が $1005.4 \sim 1358.5$ で、

血液の慣性 L が $7.647 \sim 12.994$ で、かつ、

血管壁のコンプライアンス C が $(1.476 \sim 2.584) \times 10^{-4}$

の場合は滑脈と判定し、

中枢部血管抵抗 R_a が $55.543 \sim 128.531$ で、

末梢部血管抵抗 R_p が $1158.2 \sim 1614.8$ で、

血液の慣性 L が $11.810 \sim 21.018$ で、かつ、

血管壁のコンプライアンス C が $(1.076 \sim 1.698) \times 10^{-4}$

の場合は平脈と判定し、

中枢部血管抵抗 R_a が $164.958 \sim 287.228$ で、

末梢部血管抵抗 R_p が $1332.0 \sim 1834.0$ で、

血液の慣性 L が $22.157 \sim 32.943$ で、かつ、

血管壁のコンプライアンス C が $(0.612 \sim 1.026) \times 10^{-4}$

の場合は弦脈と判定する。

321は出力装置であり、循環動態パラメータ算出器323による循環動態パ

ラメータの値と判定結果とを出力する。

このようにして判定した脈波波形の形態も、上記第 1 実施例による診断装置に適用できるのは、いうまでもない。

第 3 - 3 章：歪により脈波形態および動態パラメータを求め、これらにより診断を行なう装置

次に、この第 3 実施例の診断装置 (iii) について説明する。この診断装置 (iii) は、検出した脈波から、この脈波の歪を求め、さらに、この歪から脈波形態および循環動態パラメータを求め、これらにより診断を行なう。

第 30 図は、この診断装置 (iii) の構成を示すブロック図である。第 30 図において、診断装置 (i) (第 27 図参照) および診断装置 (ii) (第 29 図参照) で説明したと同じ構成部分については同一の番号を付して、その説明を省略する。

325 は総合判定器であり、形態判定器 319 の判定結果と、循環動態パラメータ算出器 323 による循環動態パラメータの算出結果に基づく判定結果とを総合的に判断して、脈波波形の形態を出力する。

総合判定器 325 は、例えば、形態判定器 319 による判定結果と、動態パラメータ算出器 323 による動態パラメータとをテーブルとして予めメモリに格納しておいて、そのテーブルを参照するようにしてもよい。

また、出力結果として、脈波波形の形態を出力してもよい。出力装置 321 は、形態判定器 319 の判定結果、動態パラメータ算出器 323 の算出結果、総合判定器 325 の判定結果等を印刷し、表示する。これによって、医師等のこの装置の使用者は、被験者の脈波又は脈波に関するデータを知ることができる。

あるいは、形態判定器 319 により判定された形態と循環動態パラメータ算出器 323 により算出された循環動態パラメータとを、第 1 実施例における波形パラメータとして適用して診断を行なっても良い。

なお、歪の定義として、 $(Q_2 + Q_3 + \dots + Q_n) / Q_1$ 等を用いてもよいし、更に別の形で定義しても同様の結果が得られる。例えば、第 41 図に示す構成に

よっても歪率 d を求めることができる。即ち、脈波をローパスフィルタ 351、ハイパスフィルタ 354 に入力して、低周波信号成分 v_1 と高周波成分 v_2 を出力させる。前記各出力信号 v_1 、 v_2 を整流回路 352、355 で整流し、さらに平滑回路 353、356 で平滑して直流信号 w_1 、 w_2 を得る。前記直流信号 w_1 、 w_2 を割算回路 357 で割算して、

$$d = w_2 / w_1$$

で表わせる歪率 d を得るように構成しても良い。

この第3実施例において、歪は、上述した定義に限られるものではない。歪の定義として、別の形式で定義しても良い。

第4章：ストレスレベル・生理的年齢診断装置

最近、ストレスや疲労が、成人病やいわゆる過労死などの原因の1つとして注目を浴びてきている。ストレスや疲労の状態を捉えることができれば、適切な予防策を早期に実施することにより成人病の進行や突然死などを未然に防止することが可能となる。

しかしながら、従来、ストレス、疲労等を検出することができる検査方法は少なく、また、これらの数少ない検査方法も簡便に実施することができるものではなかった。例えば血液や尿に含まれるカテコラミンやコルチゾールなどの含有量を生理的ストレスの指標として測定する方法があるが、この方法は採血や特殊なアッセイ法が必要であり、毎日実施し得るような簡便な検査方法ではない。また、副腎皮質ホルモン代謝産物の尿中濃度をストレスの指標として測定する方法もあるが、この方法も採尿が必要であるため簡便な方法とは言えず、また、検査方法としての信頼性も未だ確立されていない。また、心理的ストレスの確立された測定手段としてはB & M社のキラリスシステムなる問診表があったが、この問診表は問いが81項目もあり、問診の際の被験者および診断者の負担が大きいという問題があった。また、ストレスレベルの他、自己の生理的年齢が何才であるかを簡便に診断することが可能な装置が望まれていた。

そこで、本発明者は、このような問題に鑑み、診断に使用する波形パラメータとして脈波波形のピーク点に関する情報を選んで、各種ストレスレベルおよび生

理的年齢の診断を行う診断装置を発明した。

もちろん、本発明に係る診断装置の診断項目はストレスレベルおよび生理的年齢に限定されるものではなく、診断に使用する波形パラメータも、開示のものに限定されるものではない。他の診断項目についても、以下説明するのと全く同様なアプローチに従い、適切な診断装置を構成することが可能である。

また、この装置により得られた脈波波形のピーク点に関する情報は、第1章で説明した診断装置の波形パラメータとして適用できる。

以下、この章では、本発明の第4実施例による診断装置について説明する。

第4-0章：事前検討

本願発明者は、ストレスレベル等を診断する装置を設計するに際し、以下の事前検討を行った。

第4-0-1章：代用特性の採取

被験者および診断に多大なる負担を課すことなくストレスレベルを診断するためには、ストレスレベルを反映するパラメータであって、血漿カテコラミン値等に代るものを得る必要がある。本発明者は、脈波波形の形状が生理的ストレス、生理的年齢または心理的ストレスによって変化することに着目し、この脈波の形状をストレス診断に使用するパラメータの候補として選択した。そして、被験者53名について、橈骨動脈を測定し、脈波の形状を特定する波形パラメータとして、次の情報、すなわち脈波波形のピーク点（変曲点）に関する情報を採取した。

- (1) 1拍に対応した脈波が立ち上がってから（以下、この立ち上がり時刻を脈波開始時刻という）、次の拍に対応した脈波が立ち上がりを開始するまでの時間 t_s 。
- (2) 脈波内に順次現れる極大点 P_1 、極小点 P_2 、極大点 P_3 、極小点 P_4 および極大点 P_5 の血圧値 $y_1 \sim y_5$ 。
- (3) 脈波開始時刻以後、上記各点 $P_1 \sim P_5$ が現れるまでの経過時間 $t_1 \sim t_5$ 。

（以上、第42図参照）

また、本願発明者は、ストレスレベルが高まった場合には自覚症状が現れるこ

とに着目し、第 4 3 図に示す心身疲労度問診表を用いて心身疲労度を測定した。この心身疲労度問診表の各問いは、ストレスレベルが高くなった場合に顕著となる各症状が自覚症状として認められるか否かを被験者に問うものである。被験者は、これらの問いに対し、「いいえ」「時に」「たいてい」「いつも」のうちいずれか 1 つを回答として選択する。ここで、各回答には、

「いいえ」 が 0 点、

「時に」 が 1 点、

「たいてい」が 2 点、

「いつも」 が 3 点

という具合に、問いに対して肯定的な回答、すなわち、症状に関する自覚の度合いが高い回答程、高得点が割り当てられている。被験者の選択した各回答の得点の合計得点が心身疲労度 M となる。

第 4 - 0 - 2 章：ストレスレベルの基準値の採取

生理的ストレスについては従来より血漿カテコラミン値がストレス指標として定評がある。そこで、被験者 53 名について血液中の血漿アドレナリン濃度 A D (ng/ml) および血漿ノルアドレナリン濃度 N A (ng/ml) を測定し、各被験者の生理的ストレスレベルの基準値とした。

また、心理的ストレスについては、81 項目からなる問診表 (B & M 社 キラリスシステム) を用いて各被験者に対し問診を行い、それらの結果を各被験者の心理的ストレスレベルの基準値 M S とした。

第 4 - 0 - 3 章：相関分析

本願発明者は、第 4 - 0 - 1 章において各被験者から得られた波形パラメータと、第 4 - 0 - 2 章において得られた生理的ストレスレベルおよび心理的ストレスレベルとの相関関係の分析を行った。

(1) 生理的ストレス

まず、血漿カテコラミン値と波形パラメータとの相関分析を行ったところ、相

関係数 r の高い関係式として以下に示すものが得られた。

$$NA \text{ (ng/ml)} = -0.44 (t_s - t_i) + 1.07$$

$$\text{重相関係数 } r = 0.44 \quad (\text{確率 } p < 0.000001, \quad F \text{ 値 } F = 25.42)$$

… (51)

このようにして生理的ストレスレベルの指標として確立された血漿ノルアドレナリン値を波形パラメータ t_i および t_s に基づいて推定することができることが確認された。本実施例においては、上記式 (51) の右辺の演算を行うことにより生理的ストレスレベルを算出する。

また、波形パラメータのみならず心身疲労度 M をも含めて相関分析を行ったところ、以下の関係式が得られた。

$$NA \text{ (ng/ml)} = 0.46M + 0.24 (y_i / t_i)$$

$$r = 0.51 \quad (p < 0.000001, \quad F = 12.47)$$

… (52)

このように心身疲労度 M をもパラメータに含めると、生理的ストレスレベルの推定値がより正確なものとなることが確認された。本実施例においては、心身疲労度 M が得られる場合には、上記式 (52) の右辺を演算することにより生理的ストレスレベルを算出する。

(2) 心理的ストレス

心理的ストレスレベルの基準値 MS と、波形パラメータおよび心身疲労度 M との相関分析を行ったところ、相関係数の高い関係式として以下のものが得られた。

$$MS = 0.45M + 0.29 \{ (t_s - t_i) / t_s \} - 14.83$$

$$r = 0.56 \quad (p < 0.000001, \quad F = 21.61)$$

… (53)

本実施例においては、上記式 (53) の右辺の演算を行うことにより心理的ストレスレベルを算出する。

(3) 生理的年齢

さらに被験者の年齢 Y と波形パラメータとの間の相関関係を調査したところ、

両者の間にも相関関係のあることが分かった。

$$Y = -33.74 (t_s - t_d) + 61.64 t_d / t_s - 8.0678 (t_s - t_d) / t_s + 33.324$$

$$r = 0.56 (p < 0.00000, \quad F = 12.609)$$

..... (54)

このように、脈波波形の変曲点に関する情報は、脈波を採取した被験者のストレスレベルおよび生理的年齢と相関関係を有するので、この情報を第1章で説明した診断装置の波形パラメータとして適用できることがわかる。

第4-1章：診断装置(i)

次に第4実施例に係る診断装置(i)の具体的構成について説明する。

この診断装置は、生理的ストレスレベル、心理的ストレスレベルおよび生理的年齢の診断を、パラメータを入力することにより行なう。

第4-1-1章：診断装置(i)の構成

第44図に、この診断装置の構成を示す。同図において、401はマイクロコンピュータであり、本装置を構成する各部の動作を制御するとともに上記式(52)、(53)および(54)に従って生理的ストレスレベル、心理的ストレスレベルおよび生理的年齢の診断を行う。402はキーボードであり、マイクロコンピュータ401に対するコマンドおよび診断のためのパラメータの入力手段として用いられる。403はFDD(フロッピーディスク駆動装置)であり、被験者の数が多い場合を考慮して設けられたパラメータ入力手段である。診断者は、このFDD403に対し、各被験者のパラメータを記憶したFDを装着することにより、全被験者のパラメータを一括してマイクロコンピュータ401へ与えることができる。なお、本装置に入力するパラメータを保存する手段は、FD等の磁気ディスクに限定されるものではなく、例えば光磁気ディスク等でもよい。

404はCRT等による表示装置であり、マイクロコンピュータ401により出力される診断者に対するメッセージ、ストレスレベルの診断結果等が表示される。405は、ストレスレベル等の診断結果および診断に使用したパラメータを被験者別に時系列的(年月日、時刻等毎)に記憶するために設けられた大容量記

憶装置である。406は、ストレスレベル等の診断結果を出力するための印刷装置である。

第4-1-2章：診断装置(i)の動作

この診断装置の電源が投入されると、マイクロコンピュータ401により初期化処理が行われ、キーボード402またはFDD403のいずれによりパラメータ入力を行うかの選択を促すメニュー画面が表示装置404に表示される。診断者はキーボード402からのコマンド入力により所望の入力形態を選択する。

(1) パラメータ入力

前者の入力形態を選択した場合、診断者はキーボード401により、被験者の識別情報と、診断に必要なパラメータ、すなわち、波形パラメータおよび上述した疲労度問診表により求めた心身疲労度と、これらのパラメータの採取年月日を順次入力する。これらの情報は、マイクロコンピュータ401内のバッファメモリに順次取り込まれる。

また、後者の入力形態を選択した場合、診断者は各被験者の識別情報、ストレスレベル等の診断に必要なパラメータおよびこれらのパラメータの採取年月日の記憶されたFDをFDD403に装着し、FDによるパラメータの入力を指示するコマンドをキーボード402から入力する。この結果、FD内の各被験者に対応した情報がFDD403を介しマイクロコンピュータ401内のバッファメモリに順次取り込まれる。

(2) ストレスレベル等の診断

上記パラメータ入力が終了すると、上記算出式(52)、(53)および(54)にバッファメモリ内の各被験者のストレス診断のためのパラメータを代入し、各被験者の生理的ストレスレベル、心理的ストレスレベルおよび生理的年齢を求める。このようにして求められた各被験者の生理的ストレスレベル、心理的ストレスレベルおよび生理的年齢はバッファメモリに一旦蓄積される。また、各被験者のストレスレベルおよびこれらのストレスレベルの算出に使用されたパラメー

タは、被験者別に表示装置 4 0 4 に表示される。

(3) 診断結果の保存

診断が終了した時点において、診断者が診断結果の保存の指示をキーボード 4 0 2 から与えると、バッファメモリ内の各被験者に対応した情報が大容量記憶装置 4 0 5 へ順次書き込まれる。さらに詳述すると、本実施例においてはストレスレベル等の診断結果および診断に使用した情報を被験者別に区分して記憶するようしており、バッファメモリから読み出される各被験者に関する情報は、大容量記憶装置 4 0 5 内に既に記憶された各被験者に対応した情報の後に追加される。

(4) 診断結果の印刷

診断者がキーボード 4 0 2 から診断結果を出力すべきコマンドを入力すると、バッファメモリ内の各被験者の識別情報およびストレスレベルがマイクロコンピュータ 4 0 1 を介して印刷装置 4 0 2 に送られ、それらの印刷が行われる。また、診断者が特定の被験者の識別情報を入力するとともに、ストレスレベルの時系列表示をすべきコマンドを入力すると、マイクロコンピュータ 4 0 1 により当該被験者に対応した過去所定回数分の診断により得られたストレスレベルおよびストレスレベル診断用パラメータの採取年月日が大容量記憶装置 4 0 5 から読み出され、ストレスレベルの時間的変化を表すグラフの印刷データがマイクロコンピュータ 4 0 1 により生成され、印刷装置 4 0 6 に送られる。この結果、当該被験者についてのストレスレベルの時間的変化の様子が印刷装置 4 0 6 により印刷される。

第 4 - 2 章：診断装置 (ii)

このストレス診断装置 (ii) は、被験者の脈波を測定する手段およびこの脈波から波形パラメータを検出するための手段を、診断装置 (i) に付加し、被験者からの波形パラメータ採取およびストレス診断を同時に実施し得るようにしたものである。

第 4 - 2 - 1 章：診断装置 (ii) の構成

第 4 5 図は、この診断装置の構成を示すブロック図である。なお、この図において、第 4 4 図に示される構成と対応する部分には同一の符号を付けてその説明を省略する。

第 4 5 図において、4 1 1 は脈波検出装置であり、被験者の手首に装着される圧力センサ（図示略）を介して橈骨動脈波形を検出し脈波信号（アナログ信号）として出力する。4 1 2 はパラメータ抽出部であり、マイクロコンピュータ 4 0 1 による制御の下、ストレスレベルの診断に必要な波形パラメータを、脈波検出装置 4 1 1 による脈波信号から抽出するための信号処理を行う。

また、4 1 3 はマウスであり、パラメータ抽出部 4 1 2 によることなく波形パラメータを手操作によって指定する際の指定手段としてマイクロコンピュータ 4 0 1 に接続されている。

ここで、パラメータ抽出部 4 1 2 の詳細構成について第 4 6 図を参照して説明する。

第 4 6 図において、5 0 1 は A / D（アナログ / デジタル）変換器であり、脈波検出装置 4 1 1 によって出力される脈波信号を一定周期のサンプリングクロック ϕ に従ってデジタル信号に変換して出力する。

5 0 2 はローパスフィルタであり、A / D 変換器 5 0 1 から順次出力されるデジタル信号に対し、所定のカットオフ周波数以上の成分を除去する処理を施し、その結果を波形値 W として順次出力する。5 0 3 は、RAM（ランダムアクセスメモリ）によって構成される波形メモリであり、ローパスフィルタ 5 0 2 を介して供給される波形値 W を順次記憶する。

5 1 1 は波形値アドレスカウンタであり、マイクロコンピュータ 4 0 1 から波形採取指示 S T A R T が出力されている期間、サンプリングクロック ϕ をカウントし、そのカウント結果を波形値 W を書き込むべき波形値アドレス A D R 1 として出力する。

5 1 2 はセクタであり、マニュアルモード信号 M A N が出力されていない場合には波形値アドレスカウンタ 5 1 1 が出力する波形値アドレス A D R 1 を選択して波形メモリ 5 0 3 のアドレス入力端へ供給し、マニュアルモード信号 M A N

が出力されている場合にはマイクロコンピュータ 1 が出力する読み出しアドレス A D R 4 を選択して波形メモリ 5 0 3 のアドレス入力端へ供給する。

5 2 1 は微分回路であり、ローパスフィルタ 5 0 2 から順次出力される波形値 W の時間微分を演算して出力する。5 2 2 は零クロス検出回路であり、波形値 W が極大値または極小値となることにより波形値 W の時間微分が「0」となった場合に零クロス検出パルス Z を出力する。5 2 3 はピークアドレスカウンタであり、マイクロコンピュータ 4 0 1 から波形採取指示 S T A R T が出力されている期間、零クロス検出パルス Z をカウントし、そのカウント結果をピークアドレス A D R 2 として出力する。5 2 4 は移動平均算出回路であり、現時点までに微分回路 5 2 1 から出力された過去所定個数分の波形値 W の時間微分値の平均値を算出し、その結果を現時点に至るまでの脈波の傾斜を表す傾斜情報 S L P として出力する。5 2 5 は後述するピーク情報を記憶するために設けられたピーク情報メモリである。

マイクロコンピュータ 4 0 1 は、以上説明した各要素からの出力情報に基づいて次の制御を行う。

(1) ピーク情報の編集

パラメータ抽出部 4 1 2 内の微分回路 5 2 1 および零クロス検出回路 5 2 2 によって脈波のピーク点が検出される毎に以下列挙する情報を求め、ピーク情報としてピーク情報メモリ 5 2 5 に書き込む。

(1) - 1 : 波形値アドレス A D R 1

ローパスフィルタ 5 0 2 から出力される波形値 W が極大値または極小値となった時点で波形値アドレスカウンタ 5 1 1 から出力されている書き込みアドレス A D R 1、すなわち、極大値または極小値に相当する波形値 W の波形メモリ 5 0 3 における書き込みアドレスである。

(1) - 2 : ピーク種別 B / T

上記波形値アドレス A D R 1 に書き込まれた波形値 W が極大値 T (Top) であるか極小値 B (Bottom) であるかを示す情報である。

(1) - 3 : 波形値 W

上記極大値または極小値に相当する波形値である。

(1) - 4 : ストローク S T R K

直前のピーク値から当該ピーク値に至るまでの波形値の変化分である。

(1) - 5 : 傾斜情報 S L P

当該ピーク値に至るまでの過去所定個数分の波形値の時間微分の平均値である。

また、マイクロコンピュータ 4 0 1 は、ストレスレベル診断時に、次に述べる動作モードとなる。

(a) 自動診断モード

ピーク情報メモリ 5 2 5 の記憶内容を読み出して波形パラメータを作成し、上記第 1 実施例と同様なストレスレベルの診断を行う。

(b) マニュアル指定モード

波形メモリ 5 0 3 に記憶された脈波を表示装置 4 0 4 に表示させ、使用者のマウス操作によって指定される脈波のピーク点を検出し、この結果に基づいて波形パラメータの算出およびストレスレベルの診断を行う。

第 4 - 2 - 2 章 : 診断装置 (ii) の動作

次に、この診断装置 (ii) の動作について、上記動作モードに分けて説明する。

(a) 自動診断モード

(a) - 1 : 波形およびそのピーク情報の採取

まず、ストレスレベルを求めるべきコマンドがキーボード 4 0 2 を介して与えられると、マイクロコンピュータ 4 0 1 により波形採取指示 S T A R T が出力され、パラメータ抽出部 4 1 2 内の波形値アドレスカウンタ 5 1 1 およびピークアドレスカウンタ 5 2 3 のリセットが解除される。

この結果、波形値アドレスカウンタ 5 1 1 によりサンプリングクロック ϕ のカウントが開始され、そのカウント値が波形値アドレス A D R 1 としてセクタ 5 1 2 を介して波形メモリ 5 0 3 に供給される。そして、脈波検出装置 4 1 1 によ

って検出された橈骨動脈波形が A/D 変換器 501 に入力され、サンプリングクロック ϕ に従ってデジタル信号に順次変換され、ローパスフィルタ 502 を介し波形値 W として順次出力される。このようにして出力された波形値 W は、波形メモリ 503 に順次供給され、その時点において波形値アドレス ADR1 によって指定される記憶領域に書込まれる。

以上の動作により第 48 図に例示する橈骨動脈波形に対応して、一連の波形値 W が波形メモリ 503 に蓄積される。

一方、上記動作と並行し、ピーク情報の検出およびピーク情報メモリ 525 への書込が以下説明するようにして行われる。

まず、ローパスフィルタ 502 から出力される波形値 W の時間微分が微分回路 521 によって演算され、この時間微分が零クロス検出回路 522 および移動平均算出回路 524 に入力される。移動平均算出回路 524 は、このようにして波形値 W の時間微分値が供給される毎に過去所定個数の時間微分値の平均値（すなわち、移動平均値）を演算し、演算結果を傾斜情報 SLP として出力する。ここで、波形値 W が上昇中もしくは上昇を終えて極大状態となっている場合は傾斜情報 SLP として正の値が出力され、下降中もしくは下降を終えて極小状態となっている場合は傾斜情報 SLP として負の値が出力される。

そして、例えば、極大点 P₁ に対応した波形値 W が、ローパスフィルタ 502 から出力されると、時間微分として「0」が微分回路 521 から出力され、零クロス検出回路 522 から零クロス検出パルス Z が出力される。

この結果、マイクロコンピュータ 401 により、その時点における波形値アドレスカウンタ 511 のカウント値たる波形値アドレス ADR1、波形値 W、ピークアドレスカウンタのカウント値たるピークアドレス ADR2（この場合、ADR2 = 0）および傾斜情報 SLP が取り込まれる。また、零クロス検出信号 Z が出力されることによってピークアドレスカウンタ 523 のカウント値 ADR2 が「2」になる。

そして、マイクロコンピュータ 401 は、取り込んだ傾斜情報 SLP の符号に基づいてピーク種別 B/T を作成する。この場合のように極大値 P₁ の波形値 W が出力されている時にはその時点において正の傾斜情報が出力されているので、マ

マイクロコンピュータ 401 はピーク情報 B/T の値を極大値に対応したものとす
る。そして、マイクロコンピュータ 401 は、ピークアドレスカウンタ 523 か
ら取り込んだピークアドレス ADR2 (この場合、ADR2 = 0) をそのまま書
込アドレス ADR3 として指定し、波形値 W、この波形値 W に対応した波形値ア
ドレス ADR1、ピーク種別 B/T、傾斜情報 SLP を第 1 回目のピーク情報と
してピーク情報メモリ 125 に書き込む。なお、第 1 回目のピーク情報の書き込
みの場合は、直前のピーク情報がないためストローク情報の作成および書き込み
は行わない。

その後、第 48 図に示す、極小点 P₂ に対応した波形値 W が、ローパスフィル
タ 502 から出力されると、上述と同様に零クロス検出パルス Z が出力され、書
込アドレス ADR1、波形値 W、ピークアドレス ADR2 (= 1)、傾斜情報 S
LP (< 0) がマイクロコンピュータ 1 により取り込まれる。そして、マイク
ロコンピュータ 401 により、上記と同様、傾斜情報 SLP に基づいてピーク種別
B/T (この場合、ボトム B) が決定される。また、マイクロコンピュータ 40
1 によりピークアドレス ADR2 よりも「1」だけ小さいアドレスが読み出しア
ドレス ADR3 としてピーク情報メモリ 125 に供給され、第 1 回目書き込ま
れた波形値 W が読み出される。そして、マイクロコンピュータ 401 により、ロ
ーパスフィルタ 502 から今回取り込んだ波形値 W と、ピーク情報メモリ 525
から読み出した第 1 回目の波形値 W との差分が演算され、ストローク情報 STR
K が求められる。そして、このようにして求められたピーク種別 B/T、ストロ
ーク情報 STRK が他の情報 ADR1、W、SLP と共に第 2 回目のピーク情報
としてピーク情報メモリ 125 のピークアドレス ADR3 = 1 に対応した記憶領
域に書き込まれる。以後、ピーク点 P₃、P₄、…が検出された場合も同様の動作
が行われる。

そして、所定時間が経過すると、マイクロコンピュータ 401 により波形採取
指示 START の出力が停止され、波形値 W およびピーク情報の採取が終了する。

(a) - 2 : 波形パラメータ抽出

波形パラメータの抽出に先立ち、ピーク情報メモリ 525 に記憶された各情報

のうち波形パラメータの採取を行う 1 波長分の波形に対応した情報を特定するための処理が、マイクロコンピュータ 401 により行われる。

まず、ピーク情報メモリ 525 から各ピーク点 P_1 、 P_2 、…に対応した傾斜情報 SLP およびストローク情報 $STRK$ が順次読み出される。次いで、各ストローク情報 $STRK$ の中から正の傾斜に対応したストローク情報（すなわち、対応する傾斜情報 SLP が正の値となっているもの）が選択され、これらのストローク情報の中から値の大きなもの上位所定個数がさらに選択される。そして、選択されたストローク情報 $STRK$ の中から中央値に相当するものが選択され、波形パラメータの抽出を行うべき 1 波長分の脈波の立ち上がり部、例えば第 48 図において符号 $STRKM$ によって示した立ち上がり部のストローク情報 $STRK$ が求められる。そして、当該ストローク情報のピークアドレスよりも「1」だけ前のピークアドレス、すなわち、波形パラメータの抽出を行うべき 1 波長分の脈波の開始点 P_0 のピークアドレスが求められる。

次にマイクロコンピュータ 401 によりピーク情報メモリ 525 に記憶された上記 1 波長分の脈波に対応した各ピーク情報を参照し、上記算出式（51）～（54）に代入すべき各パラメータを算出する。例えば次の通りである。

y_1 : ピーク点 P_1 に対応する波形値を y_1 とする。

t_1 : ピーク点 P_1 に対応する波形値アドレスからピーク点 P_0 に対応する波形値アドレスを差し引き、その結果に対してサンプリングクロック ϕ の周期を乗じて t_1 を算出する。

$t_2 \sim t_n$: 上記 t_1 と同様、対応する各ピーク点間の波形値アドレス差に基づいて演算する。

そして、このようにして得られた各パラメータをバッファメモリに蓄積する。

(b) マニュアル指定モード

この診断装置 (ii) は、上記 (a) 自動診断モードの他、キーボード 402 の操作によりマニュアル指定モードを設定することも可能である。このマニュアル指定モードが設定された場合、診断者はマウス操作により波形パラメータの算出に必要な脈波のピーク点を指定することができる。すなわち、次の通りである。

マニュアル指定モードにおいては、マイクロコンピュータ401によって波形採取指示STARTが所定時間出力された後、マニュアルモード信号MANが出力される。そして、「0」から順次増加する読出アドレスADR4がマイクロコンピュータ401によって出力され、セクタ512を介して波形メモリ503に供給される。このようにして波形メモリ503に記憶された橈骨動脈波形が読み出され、表示装置404に表示される。

診断者は、マウス413を操作することによって表示装置404におけるカーソル表示位置を移動させ、表示装置404に表示された脈波の開始点、終了点、脈波の各極大点、各極小点に順次カーソルを表示させ、クリック入力を行う。マイクロコンピュータ401は、このようなマウス操作を検出することによって、診断者によって指定された脈波の開始点、終了点、脈波の各極大点、各極小点の座標値に相当するデジタル信号を波形メモリ403内から読み出し、この読み出した情報から必要な波形パラメータ（上記式（52）および（53）参照）を抽出しバッファメモリに蓄積する。

（c）心身疲労度の入力

上記（a）あるいは（b）のモードでの処理により波形パラメータの採取が完了すると、マイクロコンピュータ401は、キーボードまたはマウス操作によって行われる診断者の指示に応答し、表示装置404に第43図に示す心身疲労度問診表を表示させる。次いで診断者は、この表示された問診表に従って被験者に対して問診を行い、マウス413を操作することにより被験者の回答をマイクロコンピュータ401へ入力する。ここで、問診は対話形式入力、すなわち、問診表の各問を1問ずつ表示あるいは音声として出力し、これに対する回答を被験者がキーボード等によりマイクロコンピュータ401に入力する形式を採ってもよい。マイクロコンピュータ401は、このようにして入力される回答に基づいて心身疲労度を算出し、その結果をバッファメモリに書き込む。

このようにしてストレス診断に必要なすべての情報がバッファメモリに用意された。マイクロコンピュータ401は、バッファメモリに記憶された情報に基づいてストレス診断を行い、以後、第4-1章で述べた診断装置（i）と同様、診

断者の指示に従い、その結果の出力、記憶等を行う。

この診断装置では、ストレス診断を行なうことができるのはもちろん、脈波を継続して検出し脈波の波形パラメータをその採取年月日とともに記憶することによって、脈波の時系列的な、リズムカルな変動についても求めることができる。

第4-3章：診断装置 (iii)

次に、第3実施例に係る診断装置 (iii) について説明する。この診断装置 (iii) は、第4-2章で説明した診断装置 (ii) に加え、ストレスレベルの表示手段としてカラー表示器（図示せず）を有している。本装置 (ii) におけるマイクロコンピュータ 401 は、生理的ストレスレベルおよび心理的ストレスレベルを演算した後、第48図に例示するテーブルに従って表示色を決定し、この表示色をカラー表示器に表示させる。

また、生理的ストレスレベル、心理的ストレスレベルおよび生理的年齢を求め、これを色表示するようにしても良い。この場合、第49図に示すような2次元テーブルでなく、生理的ストレスレベル、心理的ストレスレベルおよび生理的年齢の各組合せに対応した色を定義した3次元テーブルを使用し表示色を決定する。

本実施例によれば、生理的ストレスレベルおよび心理的ストレスレベルとを総合したストレスレベルをカラー表示器の表示色により示されるので、ストレスレベルの数値に対する判断基準を有しない一般人であっても、視覚的に容易に自己のストレスレベルを確認することができる。

本装置 (iii) は、医師等の診断者の手を煩わすことなく被験者自身が自己のストレスレベルを診断する、無人診断システムとして有用である。

第4-4章：変形例

第4実施例は、以上説明した診断装置 (i) ~ (iii) の他、以下列举する変形例にて実施することが可能である。

変形例 (iv)

上記各診断装置 (i) ~ (iii) では、波形パラメータおよび心身疲労度の両方

をパラメータとして使用して生理的ストレスと心理的ストレスの両方を診断するようにしたが、上記式(51)または(54)に従って波形パラメータのみに基づき生理的ストレスレベルのみ、あるいは生理的年齢のみ一方を診断するように構成してもよい。この場合、心身疲労度の入力の手間が省けるので診断装置として使いやすいものになる。

変形例(v)

上記各診断装置(i)～(iii)では、被験者の橈骨動脈波に基づいてストレスレベルを診断するようにしたが、橈骨部から指間部に至るまでの箇所の動脈波を測定し、この動脈波に基づいてストレスレベルを診断するようにしてもよい。

変形例(vi)

第4-3章で述べた診断装置(iii)ではストレスレベル等を表示色により視認させる構成を採ったがストレスレベルの表現手段は、これに限定されるものではない。

例えば、視覚を通じて被験者にストレスレベルを認識させる場合は表示色の濃淡によりストレスレベル等を表現してもよく、ストレスレベルを説明する文字情報を表示してもよい。また、視覚に限らず聴覚に訴えるストレスレベル等の表現方法を採用してもよい。例えば、音の高さ、大きさ、音色をストレスレベル等に応じて変化させ、被験者に聞かせることが考えられる。また、ストレスレベル等の診断結果を説明する音声を出力してもよく、ストレスレベルが低いときには明るい曲、ストレスレベルが高いときには重苦しい曲という具合にストレスレベル等に応じた音楽を提供するようにしてもよい。

以上、この第4章では、ストレスレベル・生理的年齢を診断する装置について説明したが、この実施例に係る各装置を構築する際に行ったのと全く同様な検討を行うことにより、他の診断項目についての診断を行う装置を構築することが可能である。

この場合、波形パラメータは、脈波が有するパラメータのうち診断項目に対し

最も強い相関を有するものを使用すればよい。

例えば、第2章において取り上げた循環動態パラメータや、第1章において取り上げた脈波のスペクトル等を診断のための波形パラメータとして使用してもよい。

また、診断に使用する波形パラメータを取得するための手段は、第1～第4実施例に開示のものに限定されるものではなく、必要な波形パラメータを得るのに適した手段を選択すればよい。

例えば循環動態パラメータを求める方法には、第2章において説明したように電気回路のシミュレーションにより求める方法と、第3章において説明したように脈波の歪から求める方法があるが、いずれの方法を採用するかは、必要な処理速度、演算精度等を考慮して適宜選択すればよい。

また、上述した通り、ストレスレベルの診断においては心身疲労度をも考慮した方が精度のよい診断を行うことができる。これと同様に、診断項目によっては、被験者の自覚症状をも考慮して診断を行った方が好ましい場合がある。このような診断項目については、自覚症状を入力するための手段を診断装置に設け、かかる手段により入力される自覚症状と脈波の波形パラメータとの両方に基づいて診断を行うようにすればよい。

また、診断項目によっては、単に病名等を出力するのみではなく、症状がどの程度重いかを定量的に求めて出力することが望まれる場合がある。この場合も、上記ストレスレベルの診断と同様、症状の程度（この第4実施例ではストレスレベル）を、色、濃度、文字といった視覚情報あるいは音楽、音声といった聴覚情報によって表現し出力するとよい。

また、診断項目によっては、一定期間毎に繰り返し診断を行うようにしてもよい。

第5章：脈波のスペクトルを検出する脈波解析装置

近年、脈診が注目を浴びており、これに伴って脈波に基づいて生体の健康状態を探ろうとする研究が盛んに行われるようになってきた。一般的な波形の解析手法として、FFT等の周波数解析があり、この種の周波数解析技術を用いた脈波

の周波数解析が検討されている。

ところで、脈波の波形を脈波を構成する個々の１波１波は、同じ形状ではなく時々刻々と変化するものであり、さらに各波の波長も一定ではない。このようなカオス的な振舞をする脈波を非常に周期の長い波形とみなしてフーリエ変換等を行う手法が考えられる。この種の手法は、脈波のスペクトルを詳細に求めることができるが、演算量が膨大なものとなるため、時々刻々と発生する脈波のスペクトルを迅速に求めるような用途には不向きである。脈波を構成する１波１波の特徴を表わす波形パラメータを連続的に求めることができれば、生体に関しより多くの情報を得ることができるが、かかる要求に応えた装置は従来なかった。

したがって、次に述べる本発明の第５実施例に係る脈波解析装置では、上述した事情に鑑みてなされたものであり、脈波の解析を迅速に行うことができ、しかも、脈波を構成する１波１波について波形パラメータを解析することができる。さらに、この第５実施例によれば、これなでに第１章～第５章において説明した各装置をより高性能にすることができる。

以下、この章では、本発明の第５実施例による脈波解析装置について説明する。

第５－１章：脈波解析装置（ｉ）

この脈波解析装置（ｉ）は、拍単位で脈波のスペクトルを演算する。

第５－１－１章：脈波解析装置（ｉ）の構成

第５０図は、本発明の第５実施例に係る脈波解析装置（ｉ）の構成を示すブロック図である。同図に示すようにこの脈波解析装置（ｉ）は、脈波検出部６０１、入力部６０２、出力部６０３、波形抽出記憶部６０４、周波数解析部６０５およびこれらの制御を行うマイクロコンピュータ６０６によって構成されている。

脈波検出部６０１は、歪ゲージ等によって構成されており、患者の橈骨動脈部等に押し当てられ、その圧力を検出し脈波信号（アナログ信号）として出力する。入力部６０２は、マイクロコンピュータ６０６に対するコマンド入力のために設けられた手段であり、例えばキーボード等によって構成されている。出力部６０３は、プリンタ、表示装置等によって構成されており、これらの装置はマイクロ

コンピュータ 606 による制御の下、患者から得た脈波のスペクトルの記録、表示等を行う。波形抽出記憶部 604 は、マイクロコンピュータ 606 による制御の下、脈波検出部 601 から出力される脈波信号を順次記憶するとともに、この脈波信号における切り換わり点、すなわち、ある拍に対応した脈波から次の拍に対応した脈波への切り換わり点を表す情報を抽出して記憶するものであり、第 46 図に示したパラメータ抽出部 412 が転用して用いられる。

周波数解析部 605 は、波形抽出記憶部 604 に記憶された脈波信号を各拍単位で繰り返し高速再生し、各拍毎に脈波を構成するスペクトルを求めて出力するものであり、第 51 図にその詳細な構成を示す。周波数解析部 605 により求められた各拍毎の脈波のスペクトルはマイクロコンピュータ 606 により取り込まれ、出力部 603 から出力される。

第 5 - 1 - 1 - 1 章：波形抽出記憶部 604 の構成

波形抽出記憶部 604 には、第 46 図に示したパラメータ抽出部 412 を用いることができ、このパラメータ抽出部 412 の各種信号もそのまま用いることができる。説明の重複を避けるために、波形抽出記憶部 604 の説明は省略する。ただし、第 46 図におけるマニュアルモード信号 MAN は、説明のため、その名称をセレクト信号 S11 とし、マイクロコンピュータ 401 は、その符号を 606 とする。

第 5 - 1 - 1 - 2 章：周波数解析部 605 の構成

次に第 51 図を参照して周波数解析部 605 の詳細構成について説明する。この周波数解析部 605 は、波形抽出記憶部 604 の波形メモリ 503 からマイクロコンピュータ 606 を介し脈波の波形値 WD を拍単位で受け取り、この受け取った波形値 WD を繰り返し高速再生し、各拍毎に周波数解析を行って脈波を構成するスペクトルを演算する。また、この周波数解析部 605 は、まず、脈波の基本スペクトルを、次いで第 2 調波スペクトルを、～という具合に脈波を構成する各スペクトルを時分割で演算する。

マイクロコンピュータ 606 は、この周波数解析部 605 に 1 拍分の脈波の最

初の波形値WDを出力する際、同期信号SYNCおよびその拍に含まれる波形値WDの個数Nを出力するとともに、セレクト信号S12を切り換える。また、マイクロコンピュータ606は、1拍分の波形値WDを出力している間、各波形値WDの引き渡しに同期し、「0」～「N-1」まで変化する書込みアドレスADDR5を順次出力する。

バッファメモリ701および702は、このようにしてマイクロコンピュータ606から出力される波形値WDを蓄積するために設けられたメモリである。分配器721は、波形抽出記憶部604からマイクロコンピュータ606を介し供給される脈波の波形値WDを、バッファメモリ701または702のうちセレクト信号S12により指定された方へ出力する。

また、セクタ722は、バッファメモリ701または702のうちセレクト信号S12により指定されたバッファメモリを選択し、そのバッファメモリから読み出される波形値WHを後述する高速再生部730へ出力する。セクタ711および712は、書込みアドレスADDR5または高速再生部730が発生する読み出しアドレスADDR6（後述）をセレクト信号S12に従って選択し、バッファメモリ701および702へ各々供給する。

以上説明した分配器721、セクタ722、701および702がセレクト信号S12に基づいて切り換え制御されることにより、バッファメモリ701にデータ書込みが行われている間はバッファメモリ702からデータが読み出されて高速再生部730へ供給され、バッファメモリ702にデータ書込みが行われている間はバッファメモリ701からデータが読み出されて高速再生部730へ供給される。

高速再生部730は、バッファメモリ701および702から各拍に対応した波形値を読み出す手段であり、読み出しアドレスADDR6を「0」～「N-1」（ただし、「N」は読み出すべき波形値の個数）の範囲で変化させて出力する。さらに詳述すると、この高速再生部730は、ある拍に対応した各波形値WDが一方のバッファメモリに書き込まれている期間、上記読み出しアドレスADDR6が発生し、その拍の前の拍に対応した全波形値WDを他方のバッファメモリから複数回に亘って繰り返し読み出す。その際、1拍に対応した全波形値WDは、常

に一定の期間内に全てが読み出されるように読出しアドレス A D R 6 の発生が制御される。1 拍相当の全波形値を読み出す期間は、検出しようとするスペクトルの次数に対応して切り換えられ、

基本波スペクトルを検出する際には T、

第 2 調波スペクトルの場合は 2 T、

第 3 調波スペクトルの場合は 3 T、

～

というように切り換えられる。また、高速再生部 7 3 0 は、補間器を内蔵しており、バッファメモリ 7 0 1 または 7 0 2 から読み出した波形値 W H を補間し、所定のサンプリング周波数 m/T (m は所定の整数) の波形値として出力する。

バンドパスフィルタ 7 5 0 は、通過帯域の中心周波数が所定値 $1/T$ であるバンドパスフィルタである。正弦波発生器 7 4 0 は、周波数可変の波形発生器であり、マイクロコンピュータ 6 0 6 による制御の下、検出すべきスペクトルの次数に対応し、周期が T、2 T、3 T、4 T、5 T、6 T の各正弦波を順次出力する。スペクトル検出部 7 6 0 は、バンドパスフィルタ 7 5 0 の出力信号レベルに基づいて脈波の各スペクトルの振幅 $H_1 \sim H_n$ を検出するとともに、バンドパスフィルタ 7 5 0 の出力信号の位相と、正弦波発生器 7 4 0 が出力する正弦波の位相との差に基づいて各スペクトルの位相 $\theta_1 \sim \theta_n$ を検出する。

第 5 - 1 - 2 章：脈波解析装置 (i)

以下、第 5 0 図～第 5 1 図 (第 4 6 図も含む) に示した脈波解析装置 (i) の動作について説明する。

まず、入力部 6 0 2 から周波数解析開始のコマンドが入力されると、マイクロコンピュータ 6 0 6 により波形採取指示 S T A R T が出力され、波形抽出記憶部 6 0 4 内の波形値アドレスカウンタ 5 1 1 およびピークアドレスカウンタ 5 2 3 のリセットが解除される。

(a) 波形分割

この結果、波形値アドレスカウンタ 5 1 1 によりサンプリングクロック ϕ のカ

ウントが開始され、波形抽出記憶部 604 は、第 4-2-2 章の (a) - 1 項で述べたパラメータ抽出部 412 と同様の動作をする。

すなわち、波形抽出記憶部 604 は、第 48 図に例示する橈骨動脈波形に対応した一連の波形値 W が波形メモリ 503 に蓄積する一方、上記動作と並行し、ピーク点 P_1 , P_2 , P_3 についてのピーク情報の検出およびピーク情報メモリ 525 への書込を行なう。

ここで、マイクロコンピュータ 606 は、ストローク情報 $STRK$ が所定値以上の場合、具体的には脈波の立ち上がり部（例えば第 48 図における $STRKM$ ）に相当するとみなしてよい程度の大きなストロークである場合、そのストロークの始点たる極小値の波形値アドレス（例えば第 48 図においては $STRKM$ の始点 P_0 ）をピーク情報メモリ 525 から読み出し、内蔵のシフトレジスタに書き込む。

(b) 波形引き渡し

以上の動作と並行し、マイクロコンピュータ 606 は、波形抽出記憶部 604 内の波形メモリ 503 から波形値を順次読み出し、波形データ WD として周波数解析部 5 へ引き渡す。

以下、第 52 図および第 53 図を参照しこの動作を説明する。

第 53 図に示すように、セレクト信号 $S11$ は、クロック ϕ に同期して切り換えられ、また、これに同期して波形メモリ 503 における書き込みモード／読み出しモードのモード切り換えが行われる。

第 52 図において、ある拍に対応した 1 拍分の脈波 W_0 の波形値が、波形メモリ 503 に入力される場合、まず、その拍に対応した脈波の最初の極小値が入力された時点で零クロス検出信号 Z が発生され、その波形値アドレス $ADR1 = A_0$ が、ピーク情報メモリ 525 に書き込まれる（第 53 図参照）。その後、極大値（アドレス A_1 ）が波形抽出記憶部 604 内に入力されると、再び零クロス検出信号 Z が発生され（第 53 図参照）、この極大値と直前の極小値（アドレス A_0 ）との間のストロークが所定値以上である場合には、極小値のアドレス A_0 が、マイクロコンピュータ 606 内のシフトレジスタ（図示略）に書き込まれる。こ

のようにして書き込まれた波形値アドレスは、その後、2拍相当遅れてシフトレジスタから出力され、周波数解析部605に引き渡すべき1拍分の波形値WDの開始アドレスとしてマイクロコンピュータ606に取り込まれる。

すなわち、第52図において、ある拍に対応した脈波 W_n の極大値のアドレス W_n がシフトレジスタに書き込まれると、それ以前に同シフトレジスタに書き込まれた2拍前の脈波 W_{n-2} の開始アドレス（最初の極小値のアドレス）がシフトレジスタから出力され、マイクロコンピュータ606により検知される。

この時点でマイクロコンピュータ606は、上記シフトレジスタの内容を参照し、脈波 W_{n-2} の最初の極小値の波形値アドレスからその次の脈波 W_{n-1} の最初の極小値の波形値アドレスに致るまでの差分、すなわち、1拍分の脈波 W_{n-1} に含まれる波形値の個数Nを求め、同期信号SYNCと共に周波数解析部605へ出力する。また、同期信号SYNCに同期してセレクト信号S12が切り換えられ、分配器721、セクタ711および712、セクタ721の内部接続状態が、例えば第51図において実線によって示した状態とされる。

そして、マイクロコンピュータ606は、読み出しアドレスADR4を脈波 W_{n-2} の最初の極小値の波形値アドレスから順次増加させ、セクタ512を介して波形メモリ503へ供給する。ここで、読み出しアドレスADR4は書き込みアドレスADR1よりも速い速度（例えば2倍の速度）で変化させる。これは、脈波 W_n の次の拍の脈波 W_{n+1} の極大値が波形抽出記憶部604に入力される前に、脈波 W_{n-1} の前の脈波 W_{n-2} に対応した全波形値が読み出されるようにするためである。このようにして脈波 W_n の波形メモリ503への蓄積と並行し、マイクロコンピュータ606によりその2拍前の脈波 W_{n-2} の波形値WDが波形メモリ503から読み出されて周波数解析部5へ引き渡され、分配器721を介してバッファメモリ701へ順次供給される。

このようにして波形値WDがバッファメモリ701へ順次供給されるのに同期し、書き込みアドレスADR5が「0」～「N-1」まで順次増加され、この書き込みアドレスADR5は、セクタ711を介しバッファメモリ701へ供給される。この結果、バッファメモリ701のアドレス「0」～「N-1」の各記憶領域に脈波 W_{n-2} に対応した各波形値WDが蓄積される。

(c) 高速再生

一方、上記動作と並行し、高速再生部 730 により読み出しアドレス ADR6 が出力され、セクタ 712 を介しバッファメモリ 702 へ供給される。この結果、脈波 W_{n-2} の 1 拍前の脈波 W_{n-3} に対応した各波形値 WD がバッファメモリ 702 から読み出され、セクタ 722 を介して高速再生部 730 へ取り込まれる。

ここで、バッファメモリ 702 内の脈波 W_{n-3} に対応した各波形値 WD は、バッファメモリ 701 内に脈波 W_{n-2} に対応した各波形値が蓄積されるよりも高速度で複数回に亘って繰り返し読み出される。その際、脈波 W_{n-3} に対応した波形値 WD は、一定の期間 T 内に全てが読み出されるように読み出しアドレス ADR6 の増加速度が制御される。すなわち、高速再生部 730 は、バッファメモリ 702 から読み出すべき波形値 WD の個数が、第 54 図に例示するように大きな値「N1」である場合には、高速度で読み出しアドレス ADR6 を増加させ、逆に第 55 図に例示するように小さな値「N2」である場合には、低速度で読み出しアドレス ADR6 を増加させ、一定期間 T 内に読み出しアドレス ADR6 が「0」～「N1-1」または「0」～「N2-1」の区間を変化するようにする。

そして、このようにして順次読み出される波形値 WD は、高速再生部 730 内において補間演算が施され、一定のサンプリング周波数 m/T の波形値 WH となってバンドパスフィルタ 750 へ供給される。

(d) スペクトル検出

バンドパスフィルタ 750 は、波形値 WH による時系列データのうち周波数が $1/T$ である信号を選択して通過させ、スペクトル検出部 760 に供給する。一方、正弦波発生器 740 は、第 56 図に示すように周期が T である正弦波を発生しスペクトル検出部 760 へ供給する。

スペクトル検出部 760 は、バンドパスフィルタ 750 の出力信号レベルを数波に亘って検出し、その代表値を脈波 W_{n-3} の基本波スペクトルの振幅 H_1 として出力し、バンドパスフィルタ 750 の出力信号の位相と正弦波発生器 740 から出力される正弦波の位相との位相差を数波に亘って検出し、その代表値を脈波 W

の基本波スペクトルの位相 θ_1 として出力する。各代表値は、例えば基本波スペクトルを出力する直前での各波に対応した出力信号レベルおよび位相差の移動平均値を算出する。

次に高速再生部730は、一定期間 $2T$ 内に脈波 W_{n-1} の全ての波形値が読み出されるように、読み出しアドレス $ADR6$ の増加速度を上記基本波スペクトルの検出の場合の $1/2$ にし、脈波 W_{n-1} に対応した波形値 WH を繰り返し読み出し、バンドパスフィルタ750へ供給する（第56図参照）。

そして、波形値 WH からなる時系列データのうち周波数が $1/T$ の信号、すなわち、脈波 W_{n-1} の第2調波に対応した信号がバンドパスフィルタ750を通過してスペクトル検出部760に供給される。この結果、スペクトル検出部760により脈波 W_{n-1} の第2調波スペクトルの振幅 H_2 が検出されて出力される。

一方、正弦波発生器740は、周期が $2T$ である正弦波を発生してスペクトル検出部760へ供給する（第56図参照）。この結果、スペクトル検出部760により脈波 W_{n-1} の基本波スペクトルの位相 θ_1 が出力される。

以後、読み出しアドレス $ADR6$ の増加速度が基本波スペクトルの場合の $1/3$ 、 $1/4$ 、 $1/5$ 、 $1/6$ と順次切り換えられるとともに、これに合せて正弦波発生器740により発生する正弦波の周期が $3T$ 、 $4T$ 、 $5T$ 、 $6T$ と順次切り換えられ、上記と同様な動作が行われ、第3～第6までの調波スペクトルの振幅 $H_3 \sim H_6$ および位相 $\theta_3 \sim \theta_6$ がスペクトル検出部760から出力される。

このようにして求められた脈波 W_{n-1} の各スペクトルはマイクロコンピュータ606に取り込まれる。そして、マイクロコンピュータ606により脈波 W_{n-1} に対応した波形値 WD の個数 N と、クロック ϕ の周期 τ を用いて基本波の周波数 $f = 1 / (N \cdot \tau)$ とが演算され、上記スペクトルとともに、出力部603から出力される。

その後、脈波 W_n よりも1拍後の脈波 W_{n+1} が立ち上がり、最初の極大値が波形抽出記憶部604内に入力されると、マイクロコンピュータ606により同期信号 $SYNC$ が発生されるとともに、脈波 W_{n+1} に含まれる波形値 WD の個数 N が出力される。また、セレクト信号 $S12$ が反転され、分配器721、セクタ711および712、セクタ721の内部接続状態が第51図において破線によ

って示した状態とされる。そして、脈波 W_{n+1} の波形メモリ503への蓄積と並行し、マイクロコンピュータ606によりその2拍前の脈波 W_{n-1} の波形値WDが波形メモリ503から読み出されて周波数解析部605へ引き渡され、分配器721を介してバッファメモリ702へ順次供給される。

一方、この動作と並行し、高速再生部730により脈波 W_{n-1} の1拍前の脈波 W_{n-2} に対応した各波形値WDがバッファメモリ701から読み出され、高速再生部730により補間されて波形値WHとして出力される。そして、この脈波 W_{n-2} に対応した波形値WHに対し脈波 W_{n-1} と同様な処理が施され、そのスペクトルが求められる。

以後、順次到来する各脈波について上記と同様な処理が行われ、各脈波のスペクトルが連続して求められ、出力部603から個々の拍に対応した波形パラメータとして出力される。

第5-2章：脈波解析装置(ii)

第5-1章で述べた脈波解析装置(i)は、波形メモリ503に蓄積された波形データを拍単位で再生し各拍単位で脈波のスペクトルを演算した。これに対し、この脈波解析装置(ii)は、本発明人が、第2章において提案した手法を使用し、患者から得られた脈波に基づいて患者の循環動態をシミュレートした電氣的モデルの各素子の値を求め、この結果を状態表示パラメータとして使用する。

ここで、電氣的モデルは、生体の循環系の挙動を決定する要因のうち、動脈系、中枢部での血液による慣性、中枢部での血液粘性による血管抵抗(粘性抵抗)、中枢部での血管のコンプライアンス、および末梢部での血管抵抗(粘性抵抗)の4つのパラメータに着目し、これらを電気回路としてモデリングしたものである。詳細については、第2-1章で述べたとおりである。

この脈波解析装置(ii)において、マイクロコンピュータ606は、各拍に対応した波形データをバッファメモリ701、702に順次書き込む一方、書き込みを行っていない方のバッファメモリから1拍相当の波形データをセクタ722を介して読み出す。そして、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときの上記電氣的モデルの動作をシミュレーションし、バッファメモリ701

または702から読み出された波形データ相当の出力波形が得られるように電気的モデルの各素子の値を算定し、この算定結果を波形パラメータとして出力する。なお、この電気的モデルの各素子の値は、各素子の値を変化させつつ動作のシミュレーションを繰り返すことにより試行錯誤的に求めることもできるが、第2章において説明された手法を用いても良いし、第3章において説明したように脈波の歪から求めるようにしてもよい。

第5-3章：変形例

第5実施例は、以上説明した脈波解析装置(i)～(ii)の他、以下列挙する変形例にて実施することが可能である。

変形例(iii)

第5-1章で述べた脈波解析装置(i)は、ハードウェアによって脈波の周波数解析を実行したが、これに限定されるものではなく、マイクロコンピュータ606が実行するソフトウェアにより周波数解析を行ってもよい。また、周波数解析の方法はDFT(離散フーリエ変換)、FFT(高速フーリエ変換)など種々のものが適用可能である。

変形例(iv)

第5-1章および5-2章で述べた脈波解析装置(i)、(ii)は、各拍に対応した波形パラメータの各々が得られた時点で出力したが、波形パラメータの出力の仕方は、これに限定されるものではない。例えばマイクロコンピュータ606が所定拍数分の波形パラメータの加算平均値を演算し出力するようにしてもよい。

また、マイクロコンピュータ606が過去所定拍数分の波形パラメータの加算平均値、すなわち、波形パラメータの移動平均値を演算し、リアルタイムに出力するようにしてもよい。

変形例(v)

各脈波解析装置 (i)、(ii) は、橈骨動脈の解析を行なったが、解析対象は橈骨動脈のみに限定されるものではなく、例えば指尖脈波等、他の動脈脈波の解析に適用してもよい。

変形例 (vi)

脈波の波形パラメータとしては、各脈波解析装置 (i)、(ii) に挙げられたもの以外に多様なものが考えられるが、診断のために利用する場合には、その診断にとって最適な波形パラメータを採用しても良い。

例えば、このパラメータには、先に第4章で述べた、脈波に表われるピーク点の振幅値および位相がある。これらピーク点に関する情報を、各拍に対応した脈波から求め、ストレスレベルの診断に使用するようにしても良い。

なお、本発明における「生体」とは、診断対象あるいは解析対象となる被験者の生体を指すが、人間に限られず、動物の生体であっても良い。

また、この発明は、上述した第1～第5実施例に限定されることなく、この発明の思想を逸脱しない範囲で適宜変形して実施することができる。

請 求 の 範 囲

1. 生体の脈波を表すデータと前記生体の状態を表す教師データとの関係を表すデータが記憶されたデータベースと、

生体から得られた脈波と前記データベース内のデータとに基づき、前記教師データのうち前記生体から得られた脈波に対応したものを出力する診断手段とを具備することを特徴とする診断装置。

2. 学習モードにおいて、前記生体から得られた脈波に対応した教師データを入力する教師データ入力手段と、

前記学習モードにおいて、前記生体から得られた脈波を表すデータと前記教師データとの関係を示すデータを前記データベースに記録する学習手段とを具備することを特徴とする請求項1記載の診断装置。

3. 生体から脈波を検出する脈波検出手段を有する請求項1記載の診断装置。

4. 前記教師データは、前記生体の状態に対応した治療法を示すことを特徴とする請求項1記載の診断装置。

5. 前記データベースは、各教師データ毎に、複数種類の脈波を表すデータと当該教師データとの関係を表すデータとが記憶されており、

前記診断手段は、生体から得られた複数種類の脈波と前記データベース内のデータとに基づき、前記教師データのうち前記生体から得られた複数種類の脈波に対応したものを出力する

ことを特徴とする、請求項1記載の診断装置。

6. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項1記載の診断装置。

7. 生体の橈骨動脈波を表す情報を入力する脈波入力手段と、

生体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路の各素子の値を算出する手段であって、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から得られる出力信号波形が前記橈骨動脈波に対応した波形となるように該電気回路の各素子の値を算定し、該算出結果を循環動態パラメータとして出力する解析手段と

を具備することを特徴とする脈波解析装置。

8. 前記脈波入力手段が非侵襲的に生体の脈波を検出する脈波検出手段である

ことを特徴とする請求項 7 記載の脈波解析装置。

9. 前記脈波入力手段が記憶媒体から前記橈骨動脈波を表す情報を読み出す読み出し手段であることを特徴とする請求項 7 記載の診断装置。

10. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項 7 記載の脈波解析装置。

11. 前記解析手段による前記電気回路の各素子の算定結果を記録する記録手段を具備し、前記脈波検出手段が前記橈骨動脈波を繰り返し検出すると共に前記解析手段が前記脈波検出手段により検出される橈骨動脈波に基づき前記電気回路の各素子の値を繰り返し算定することを特徴とする請求項 8 記載の脈波解析装置。

12. 前記解析手段は、

前記生体の動脈中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路として、
前記動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応した第 1 の抵抗、
前記動脈系中枢部での血液の慣性に対応したインダクタンス、
前記動脈中枢部での血管の粘弾性に対応した静電容量、および
前記末梢部での血管抵抗に対応した第 2 の抵抗を有し、

1 対の入力端子間に前記第 1 の抵抗およびインダクタンスからなる直列回路と前記静電容量および第 2 の抵抗からなる並列回路とが順次直列に介挿されてなる集中定数回路を想定し、

大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から得られる出力信号波形が前記橈骨動脈波に対応した波形となるように該電気回路の各素子の値を算定することを特徴とする、請求項 8 記載の脈波解析装置。

13. 前記生体の 1 回拍出量を検出する 1 回拍出量検出手段を具備し、

前記解析手段は、

前記 1 回拍出量に基づいて前記インダクタンスの値を算出し、該インダクタンスの値、前記橈骨動脈波形の角周波数および減衰率に基づいて前記第 1 の抵抗、インダクタンス、静電容量および第 2 の抵抗の各値を算出する

ことを特徴とする請求項 12 記載の脈波解析装置。

14. 前記生体の血流量を検出する血流量検出手段を具備し、

前記解析手段は、

前記血流量測定手段によって検出された血流量に基づいて前記インダクタンス

の値を算出し、該インダクタンスの値、前記橈骨動脈波形の角周波数および減衰率に基づいて前記第 1 の抵抗、インダクタンス、静電容量および第 2 の抵抗の各値を算出する

ことを特徴とする請求項 1 2 記載の脈波解析装置。

15. 前記大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号として脈波の 1 拍の長さに対応した周期 t_p を有する周期波形 $e(t)$ を使用するものであり、該周期波形 $e(t)$ は、 $t_{p1} < t_p$ を満足する t_{p1} 、最低血圧に対応した電圧値 E_0 および最高血圧と最低血圧との血圧差に対応した電圧値 E_m を用いることにより、

$0 \leq t < t_{p1}$ の期間では、

$$e(t) = E_0 + E_m (1 - (t / t_{p1}))$$

$t_{p1} \leq t < t_p$ の期間は、

$$e(t) = E_0$$

と表されるものであることを特徴とする請求項 1 2 記載の脈波解析装置。

16. 前記脈波検出手段は、生体における異なった箇所から複数の脈波を検出するものであり、

前記解析手段は、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに前記電気回路から得られる出力信号波形が前記複数の脈波に対応した波形となるように該電気回路の各素子の値を算定するものである

を具備することを特徴とする請求項 8 記載の脈波解析装置。

17. 前記脈波検出手段が、

診察者の指に装着される薄膜部材と、

前記薄膜部材に固着された薄状の圧力検出手段と

を有する脈波センサによって構成されることを特徴とする請求項 8 記載の脈波解析装置。

18. 前記脈波検出手段が、

診察者の指に装着される薄膜部材と前記薄膜部材に固着された薄状の圧力検出手段とから成る脈波センサと、

前記脈波センサの検出信号から直流成分を検出する直流成分検出手段と、

前記脈波センサの検出信号から交流成分を検出する交流成分検出手段と、

- 前記直流成分検出手段における検出結果を適宜記憶する記憶手段と、
前記記憶手段に記憶されたデータと前記直流成分検出手段における検出結果との差を出力する減算手段と
を具備することを特徴とする請求項 8 記載の脈波解析装置。
19. 前記解析手段によって出力された循環動態パラメータを記憶媒体に書き込むことを特徴とする請求項 8 記載の診断装置。
20. 生体の脈波を検出する脈波検出手段と、
前記脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、
前記歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段と
を具備することを特徴とする脈波解析装置。
21. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項 20 記載の脈波解析装置。
22. 生体の脈波を表す情報を入力する脈波入力手段と、
前記脈波を表す情報からその脈波の歪を算出する歪算出手段と、
前記歪算出手段により算出された歪から循環動態に関するパラメータを求める動態パラメータ算出手段と
を具備することを特徴とする脈波解析装置。
23. 記憶媒体から前記脈波を表す情報を読み出す手段を有する請求項 22 記載の脈波解析装置。
24. 前記脈波入力手段が非侵襲的に生体の脈波を検出する脈波検出手段であることを特徴とする請求項 22 記載の脈波解析装置。
25. 前記循環動態パラメータを記憶媒体に書き込む手段を有する請求項 22 記載の脈波解析装置。
26. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項 22 記載の脈波解析装置。
27. 生体から脈波を検出する脈波検出手段と、
前記脈波検出手段により検出された脈波のピーク点の発生タイミングまたはピーク値を出力する解析手段と
を具備することを特徴とする脈波解析装置。

28. 前記解析手段は、

前記脈波検出手段により検出された脈波の波形を微分する微分手段と、

前記微分手段の出力がゼロとなるのを検出する変曲点検出手段と、

所定のサンプリングクロックをカウントする計数手段と

を有し、前記変曲点検出手段の出力がゼロとなるときの、

前記計数手段のカウント結果と、

前記脈波検出により検出された脈波の波形の波形値と

に基づいて、脈波のピーク点の発生タイミングまたはピーク値を、波形パラメータとして出力することを特徴とする請求項27記載の脈波解析装置。

29. 前記解析手段は、

前記脈波検出手段により検出された脈波の波形を表示する表示手段と、

前記表示手段による表示された脈波波形の座標を指定する座標指定手段と

を有し、前記座標指定手段により指定された、脈波のピーク点の発生タイミングまたはピーク値を、波形パラメータとして出力することを特徴とする請求項27記載の脈波解析装置。

30. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項22記載の脈波解析装置。

31. 生体の脈波の時系列データを所定の書き込み速度に従って順次蓄積する波形記憶手段と、

前記時系列データを各々1拍相当の時系列データに分割し、この分割された各時系列データを前記波形記憶手段から読み出す再生手段と、

前記再生手段によって読み出される各拍に対応した時系列データに基づいて各拍に対応した脈波の波形パラメータを演算する解析手段と

を具備することを特徴とする脈波解析装置。

32. 前記解析手段は、前記時系列データのスペクトルを演算し前記波形パラメータとして出力することを特徴とする請求項31記載の脈波解析装置。

33. 前記再生手段は、前記書き込み速度よりも高速の読み出し速度で前記時系列データを複数回に亘って繰り返し読み出すことを特徴とする請求項32記載の脈波解析装置。

34. 前記再生手段は、前記1拍相当の時系列データをそのデータ長に比例した読み出し速度により前記波形記憶手段から読み出し、

前記解析手段は、前記1拍相当の時系列データが読み出される期間の整数分の1の周波数のスペクトルを該時系列データから検出する

ことを特徴とする請求項33記載の脈波解析装置。

35. 前記再生手段は、検出すべき各スペクトルの次数に対応して前記読み出し速度を順次切り換え、

前記解析手段は、この切り換えが行われる毎に、前記1拍相当の時系列データが読み出される期間の整数分の1の一定周波数のスペクトルを検出する

ことを特徴とする請求項34記載の脈波解析装置。

36. 前記1拍相当の時系列データが読み出される期間の整数分の1の周波数の正弦波信号を出力する正弦波発生器を具備し、前記解析手段が前記正弦波信号に基づいて前記スペクトルの位相を検出することを特徴とする請求項35記載の脈波解析装置。

37. 前記解析手段は、生体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路に大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から前記再生手段により再生された時系列データに相当する出力波形が得られるように該電気回路の各素子の値を算定し、この算定結果を前記波形パラメータとして出力することを特徴とする請求項31記載の脈波解析装置。

38. 前記電気回路が、

前記動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応した第1の抵抗、

前記動脈系中枢部での血液の慣性に対応したインダクタンス、

前記動脈系中枢部での血管の粘弾性に対応した静電容量、および

前記末梢部での血管抵抗に対応した第2の抵抗

を有し、

1対の入力端子間に前記第1の抵抗およびインダクタンスからなる直列回路と

前記静電容量および第2の抵抗からなる並列回路と

が順次直列に介挿されてなる集中定数回路である

ことを特徴とする請求項37記載の脈波解析装置。

39. 前記解析手段が、

各拍に対応した時系列データに基づいて各拍に対応した脈波の歪を算出する歪算出手段と、

この歪に基づいて循環動態パラメータを出力する手段と

を有する請求項31記載の脈波解析装置。

40. 前記解析手段は、各拍毎に脈波のピーク点の振幅値および位相を出力するものである請求項31記載の脈波解析装置。

41. 記憶媒体から前記脈波の時系列データを読み出す手段を具備することを特徴とする請求項31記載の脈波解析装置。

42. 非侵襲的な脈波検出手段を介して前記脈波の時系列データを取得することを特徴とする請求項31記載の脈波解析装置。

43. 前記解析手段は、所定拍数単位で前記各拍に対応した波形パラメータの加算平均値を演算し出力することを特徴とする請求項31記載の脈波解析装置。

44. 前記解析手段は、前記各拍に対応した波形パラメータの移動平均値を演算し出力することを特徴とする請求項31記載の脈波解析装置。

45. 前記解析手段が、出力する情報を記憶媒体に書き込む手段を有する請求項31記載の脈波解析装置。

46. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項31記載の脈波解析装置。

47. 生体から得られた脈波を表わす情報から当該脈波の波形パラメータを生成する解析手段と、

前記波形パラメータに基づいて前記生体の状態を診断する診断手段と

を具備することを特徴とする診断装置。

48. 生体から脈波を検出する脈波検出手段を具備することを特徴とする請求項47記載の診断装置。

49. 自覚症状を入力する自覚症状入力手段を有し、前記診断手段が前記波形パラメータおよび前記自覚症状に基づいて前記生体の状態を診断するものである請求項47記載の診断装置。

50. 前記解析手段は、前記生体から得られた脈波のスペクトルを前記波形パ

ラメータとして出力することを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。

5 1. 前記解析手段は、生体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路に大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から前記生体から得られた脈波に相当する出力波形が得られるように該電気回路の各素子の値を算定し、この算定結果を前記波形パラメータとして出力することを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。

5 2. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。

5 3. 前記電気回路が、

前記動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応した第 1 の抵抗、

前記動脈系中枢部での血液の慣性に対応したインダクタンス、

前記動脈中枢部での血管の粘弾性に対応した静電容量、および

前記末梢部での血管抵抗に対応した第 2 の抵抗

を有し、

1 対の入力端子間に前記第 1 の抵抗およびインダクタンスからなる直列回路と

前記静電容量および第 2 の抵抗からなる並列回路と

が順次直列に介挿されてなる集中定数回路である

ことを特徴とする請求項 5 1 記載の診断装置。

5 4. 前記解析手段は、前記生体から得られた脈波のピーク点の発生タイミングまたはピーク値を前記波形パラメータとして出力するものである請求項 4 7 記載の診断装置。

5 5. 前記解析手段は、

前記脈波検出手段により検出された脈波の波形を微分する微分手段と、

前記微分手段の出力がゼロとなるのを検出する変曲点検出手段と、

所定のサンプリングクロックをカウントする計数手段と

を有し、前記変曲点検出手段の出力がゼロとなるとき、

前記計数手段のカウント結果と、

前記脈波検出により検出された脈波の波形の波形値と

に基づいて、脈波のピーク点の発生タイミングまたはピーク値を、波形パラメータとして出力することを特徴とする請求項 5 4 記載の診断装置。

56. 前記解析手段は、

前記脈波検出手段により検出された脈波の波形を表示する表示手段と、

前記表示手段による表示された脈波波形の座標を指定する座標指定手段とを有し、前記座標指定手段により指定された、脈波のピーク点の発生タイミングまたはピーク値を、波形パラメータとして出力することを特徴とする請求項54記載の診断装置。

57. 前記診断手段が、前記生体のストレスレベルを診断することを特徴とする請求項54記載の診断装置。

58. 前記ストレスレベルは、前記生体の生理的ストレスレベルであることを特徴とする請求項57記載の診断装置。

59. 前記ストレスレベルは、前記生体の心理的ストレスレベルであることを特徴とする請求項57記載の診断装置。

60. 前記診断手段が、前記生体の生理的年齢を診断することを特徴とする請求項54記載の診断装置。

61. 診断すべき生体に対しストレスレベルが高まった場合に顕著となる各症状がどの程度に当てはまるかを定量化した心身疲労度を入力する心身疲労度入力手段を有し、前記診断手段が、前記波形パラメータと前記心身疲労度に基づいてストレスレベルを求めることを特徴とする請求項54記載の診断装置。

62. 前記心身疲労度入力手段が、

ストレスレベルが高まった場合に顕著となる各症状がどの程度に当てはまるかを問うメッセージを出力し、

その回答を受信する対話形式入力手段と、

この対話形式入力手段により受信された回答に基づいて前記心身疲労度を算出する心身疲労度算出手段と

を具備するものである請求項61記載の診断装置。

63. 診断すべき生体に対しストレスレベルが高まった場合に顕著となる各症状がどの程度に当てはまるかを定量化した心身疲労度および波形パラメータを、記憶媒体から読み出す手段を具備し、前記診断手段がこの読み出し情報に基づいて診断を行うものである請求項54記載の診断装置。

6 4. 前記解析手段が、

前記脈波を表わす情報から当該脈波の歪を算出する歪算出手段と、

前記歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段とを具備し、

前記診断手段が、

前記脈波の形態に基づいて前記生体の状態を診断する

ことを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。

6 5. 前記解析手段が、

前記脈波を表わす情報から当該脈波の歪を算出する歪算出手段と、

前記歪算出手段により算出された歪から循環動態パラメータを求める動態パラメータ算出手段とを具備し、

前記診断手段が、

前記動態パラメータ算出手段により求められた循環動態パラメータに基づいて前記生体の状態を診断する

ことを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。

6 6. 前記解析手段が、

前記脈波を表わす情報から当該脈波の歪を算出する歪算出手段と、

前記歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段と、

前記歪算出手段により算出された歪から循環動態パラメータを求める動態パラメータ算出手段と

を具備し、

前記診断手段が、

前記脈波の形態および循環動態パラメータに基づいて前記生体の状態を診断する

ことを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。

6 7. 前記診断手段により診断された生体の状態を表わす情報と、

この診断を行った時を示す情報とを逐次記憶する手段と

を具備することを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。

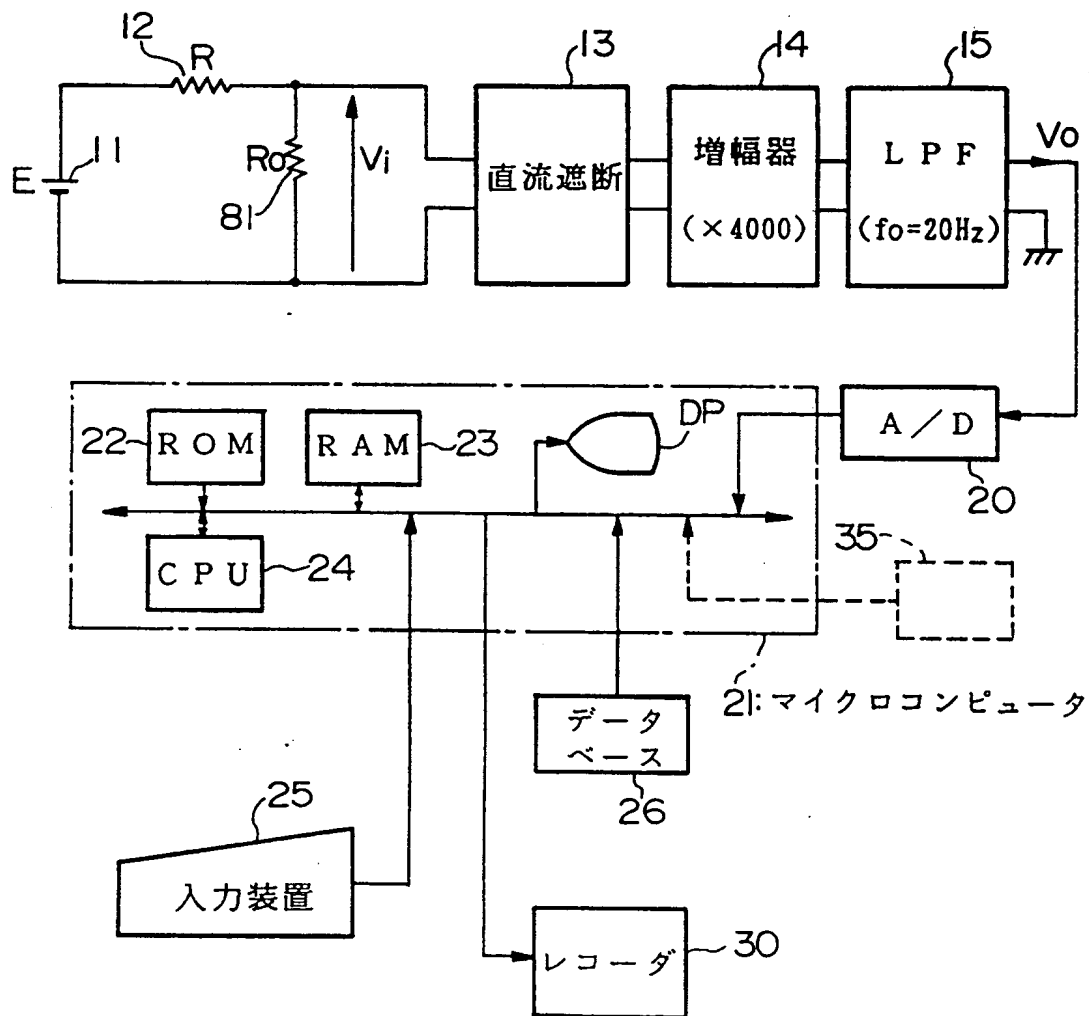
6 8. 前記診断手段が前記生体の状態を表わす情報として所定の診断項目につ

- いての症状の程度を表わす情報を出力するものである請求項 6 7 記載の診断装置。
- 6 9. 前記症状の程度に応じた可視情報を出力する手段を具備することを特徴とする請求項 6 8 記載の診断装置。
- 7 0. 前記可視情報が症状の程度に応じた色を有する請求項 6 9 記載の診断装置。
- 7 1. 前記診断手段が、複数の診断項目についての各症状の程度を表わす情報を各々出力するものであり、
前記可視情報を出力する手段が、各症状の程度を表わす情報の組合せに応じて前記色を決定することを特徴とする請求項 7 0 記載の診断装置。
- 7 2. 前記可視情報が前記症状の程度に応じた濃度を有する請求項 6 9 記載の診断装置。
- 7 3. 前記可視情報は、前記症状の程度を表す文字情報であることを特徴とする請求項 6 9 記載の診断装置。
- 7 4. 前記症状の程度を表わす情報に応じた可聴情報を出力する手段を具備することを特徴とする請求項 6 8 記載の診断装置。
- 7 5. 前記可聴情報は、前記症状の程度に応じた音楽であることを特徴とする請求項 7 4 記載の診断装置。
- 7 6. 前記可聴情報は、前記症状の程度を説明する音声情報であることを特徴とする請求項 7 4 記載の診断装置。
- 7 7. 前記解析手段による波形パラメータの生成および前記診断手段による診断を繰り返し実行することを特徴とする請求項 4 7 記載の診断装置。
- 7 8. 生体から得られた脈波を表わす波形パラメータを少なくとも含む生体情報を記憶媒体から読み出す入力する生体情報読み出し手段と、
前記生体情報に基づいて前記生体の状態を診断する診断手段と
を具備することを特徴とする診断装置。
- 7 9. 前記生体は、人体であることを特徴とする請求項 7 8 記載の診断装置。
- 8 0. 前記記憶媒体は磁気ディスクであることを特徴とする請求項 7 8 記載の診断装置。

81. 前記記憶媒体は光磁気ディスクであることを特徴とする請求項78記載の診断装置。

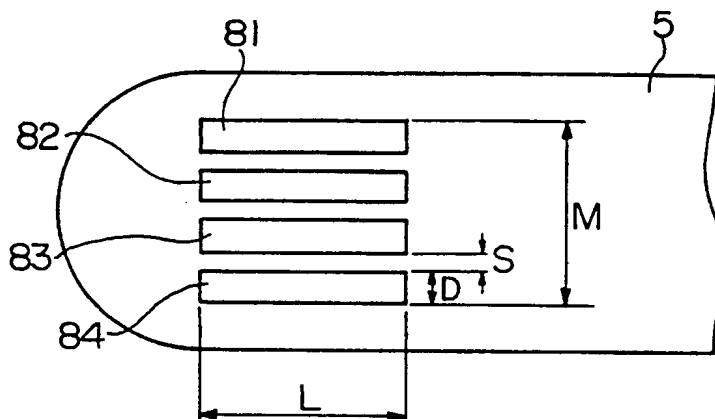
1/35

第 1 図

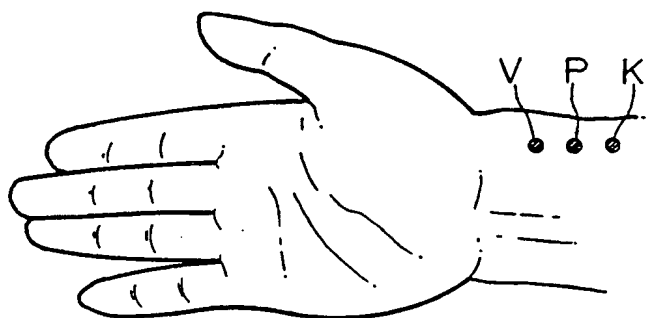


2 / 35

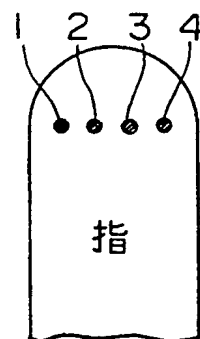
第 2 図



第 3 図 (A)



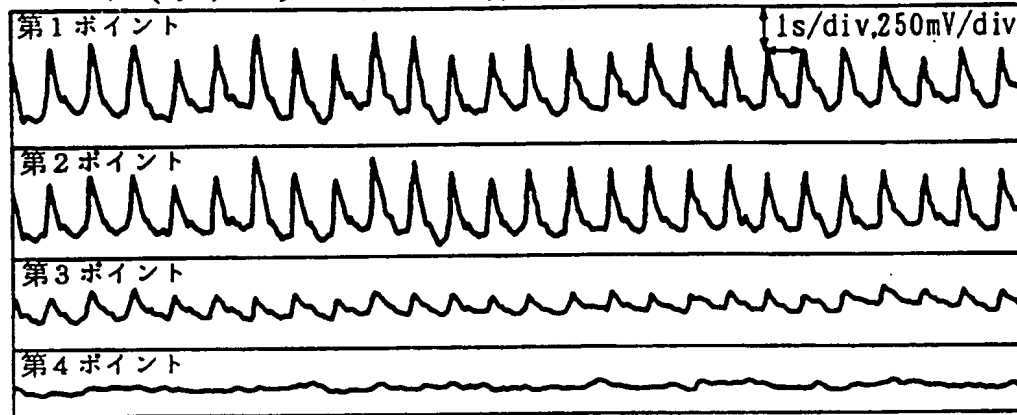
第 3 図 (B)



3/35

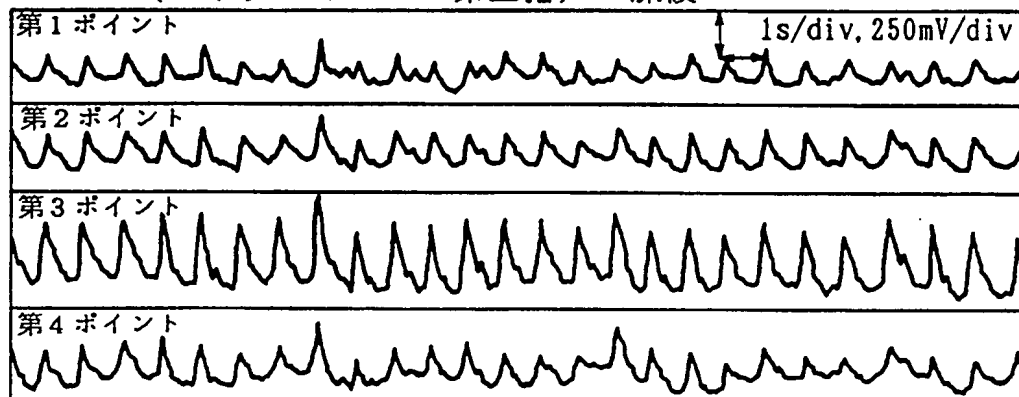
第4図(A)

V (ヴァータ・ポイント：第二指) の脈波



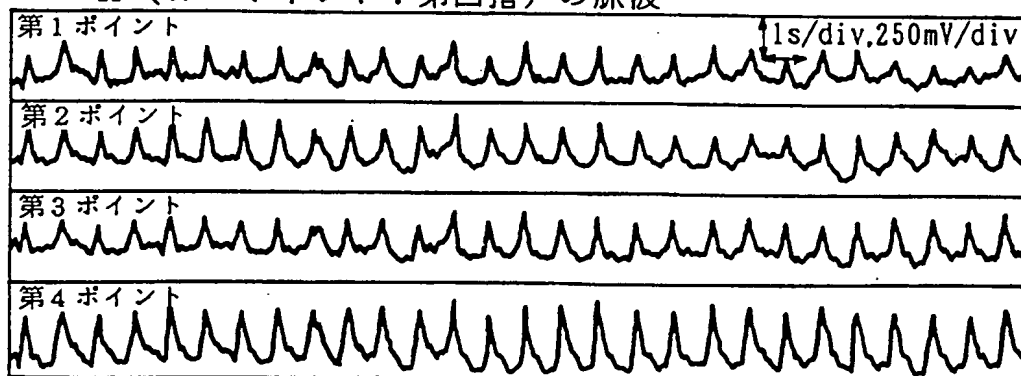
第4図(B)

P (ピッタ・ポイント：第三指) の脈波



第4図(C)

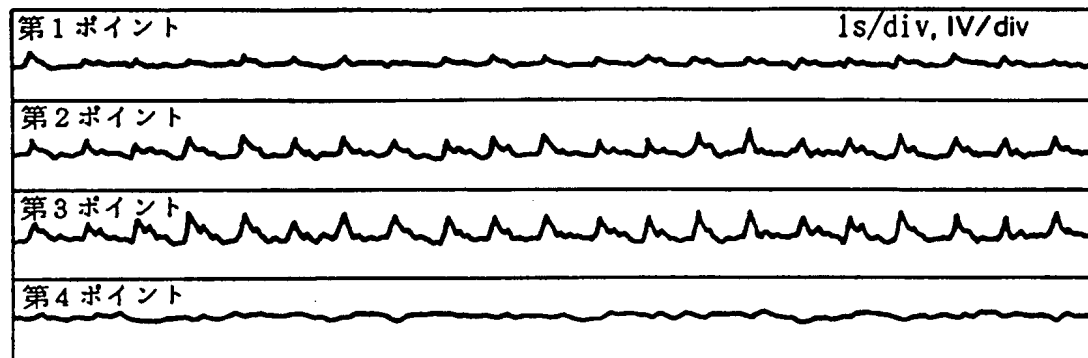
K (カパ・ポイント：第四指) の脈波



4/35

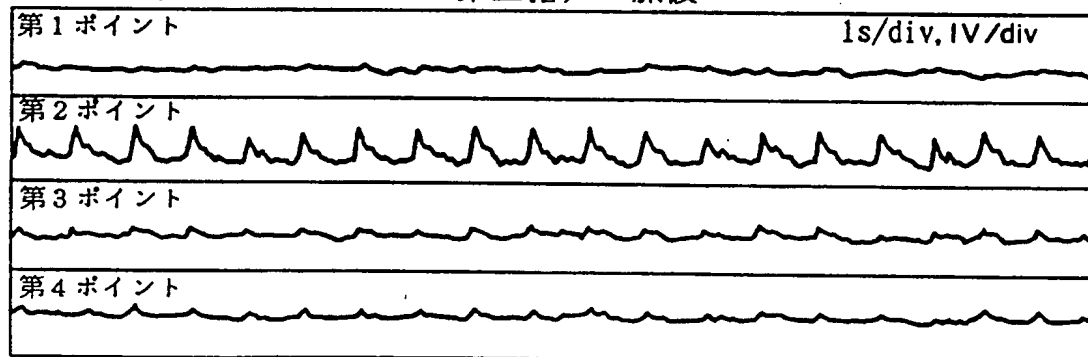
第5図(A)

V (ヴァータ・ポイント：第二指) の脈波



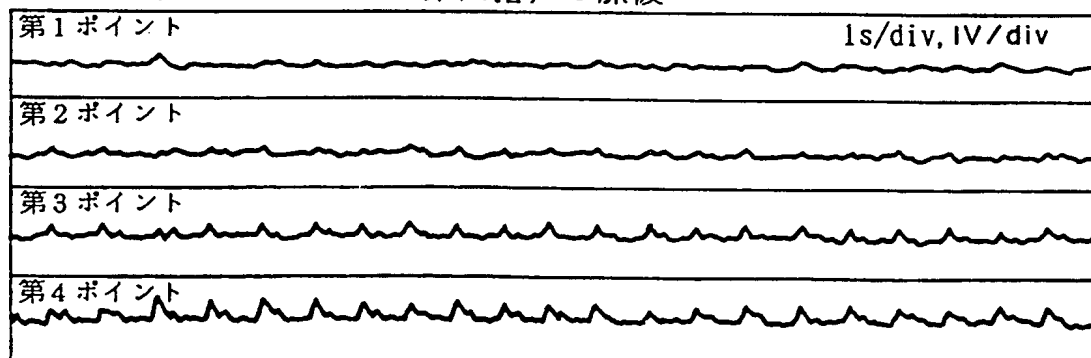
第5図(B)

P (ピッタ・ポイント：第三指) の脈波



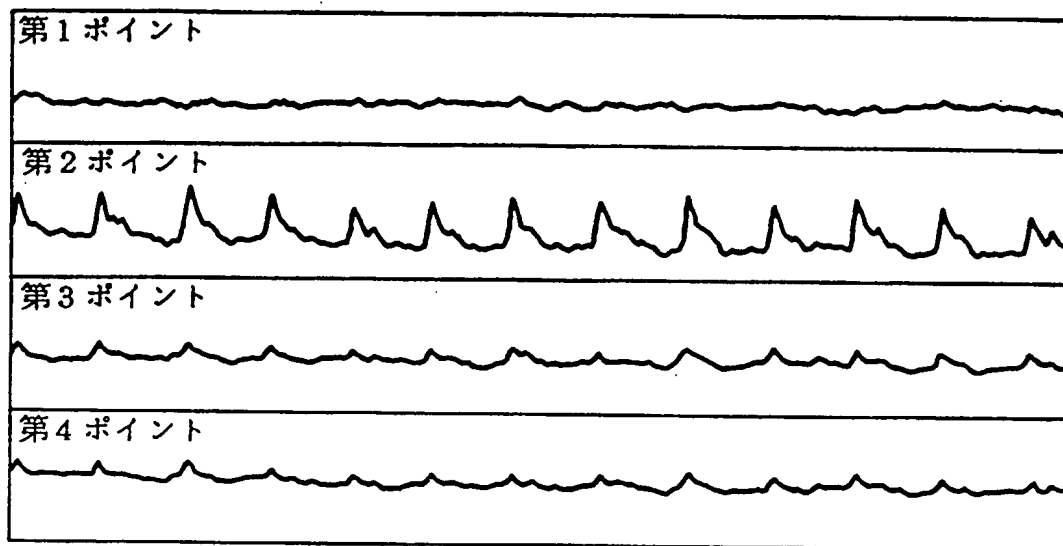
第5図(C)

K (カパ・ポイント：第四指) の脈波

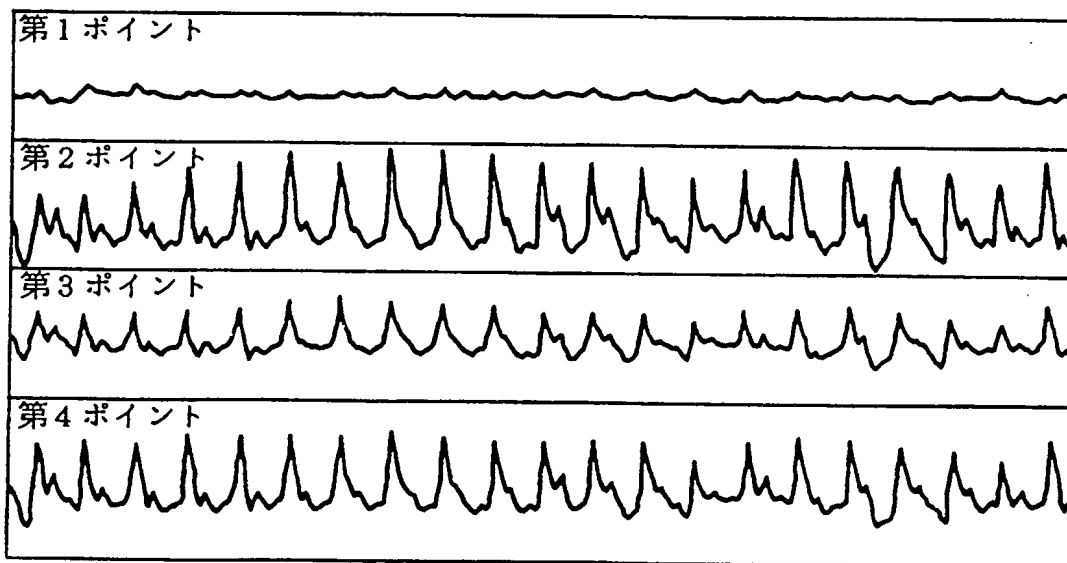


5/35

第 6 図

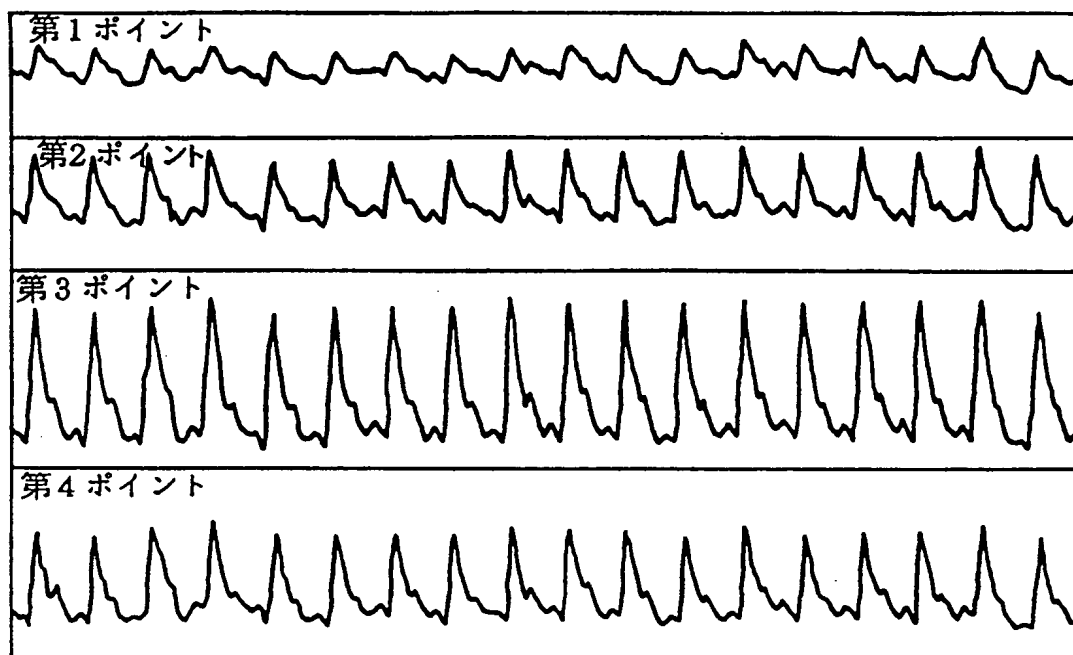


第 7 図

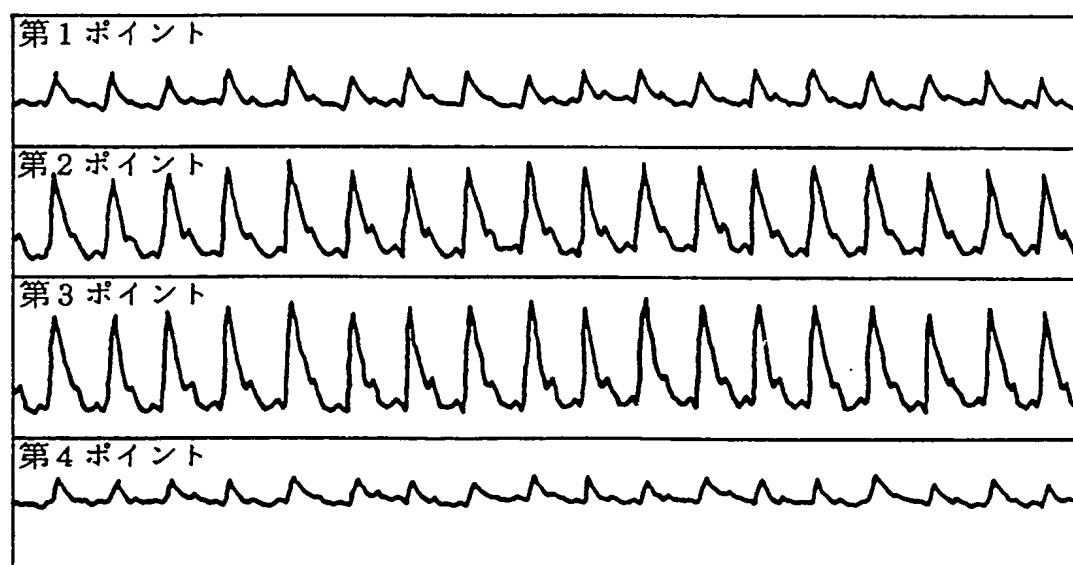


6/35

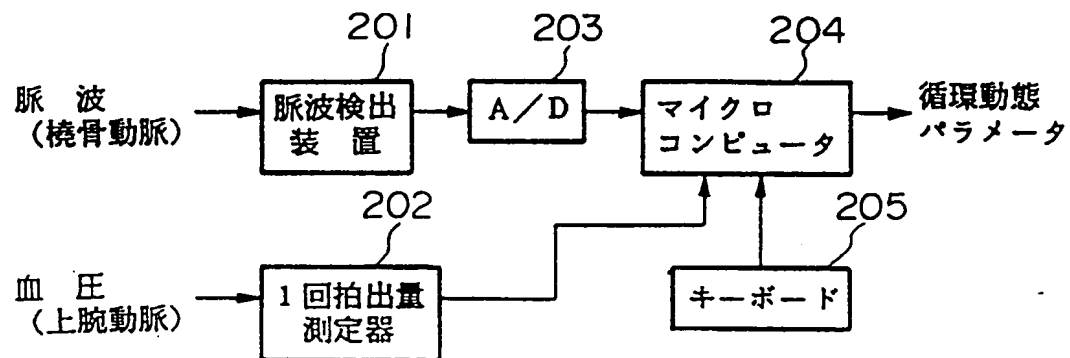
第 8 図



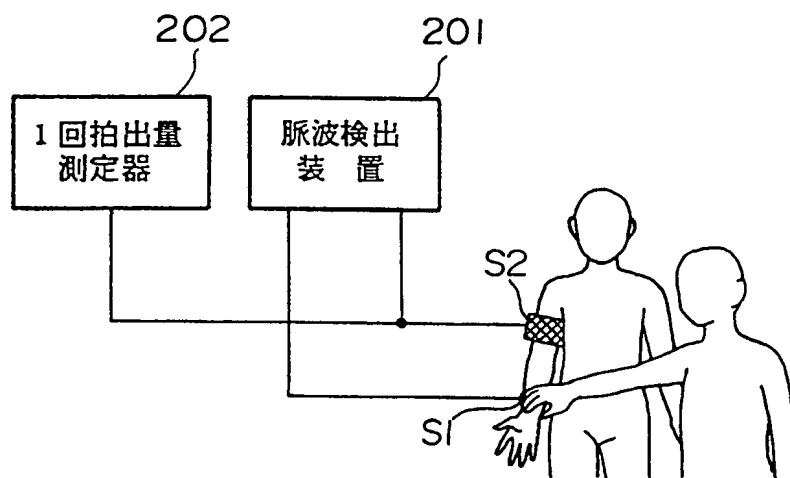
第 9 図



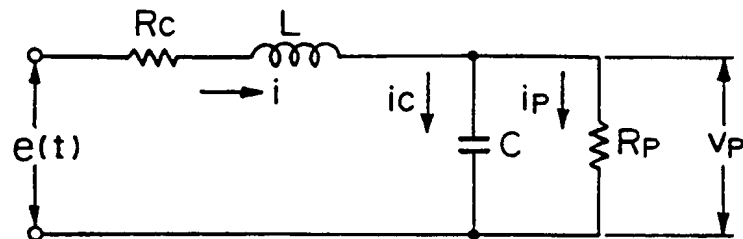
第10図



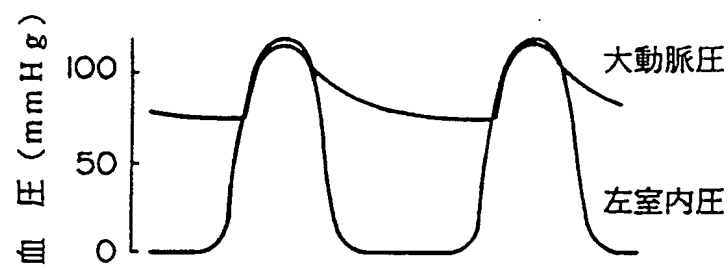
第11図



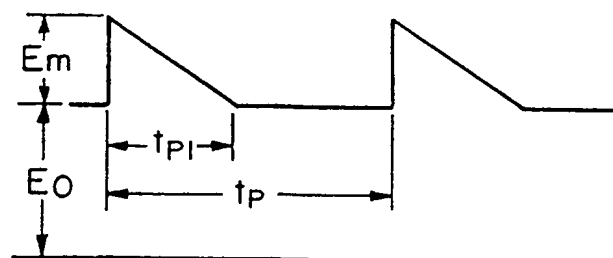
第12図



第13図

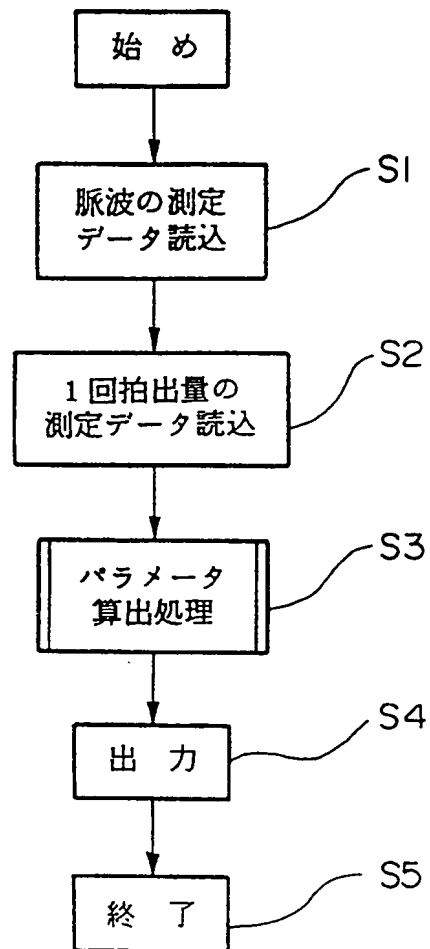


第14図



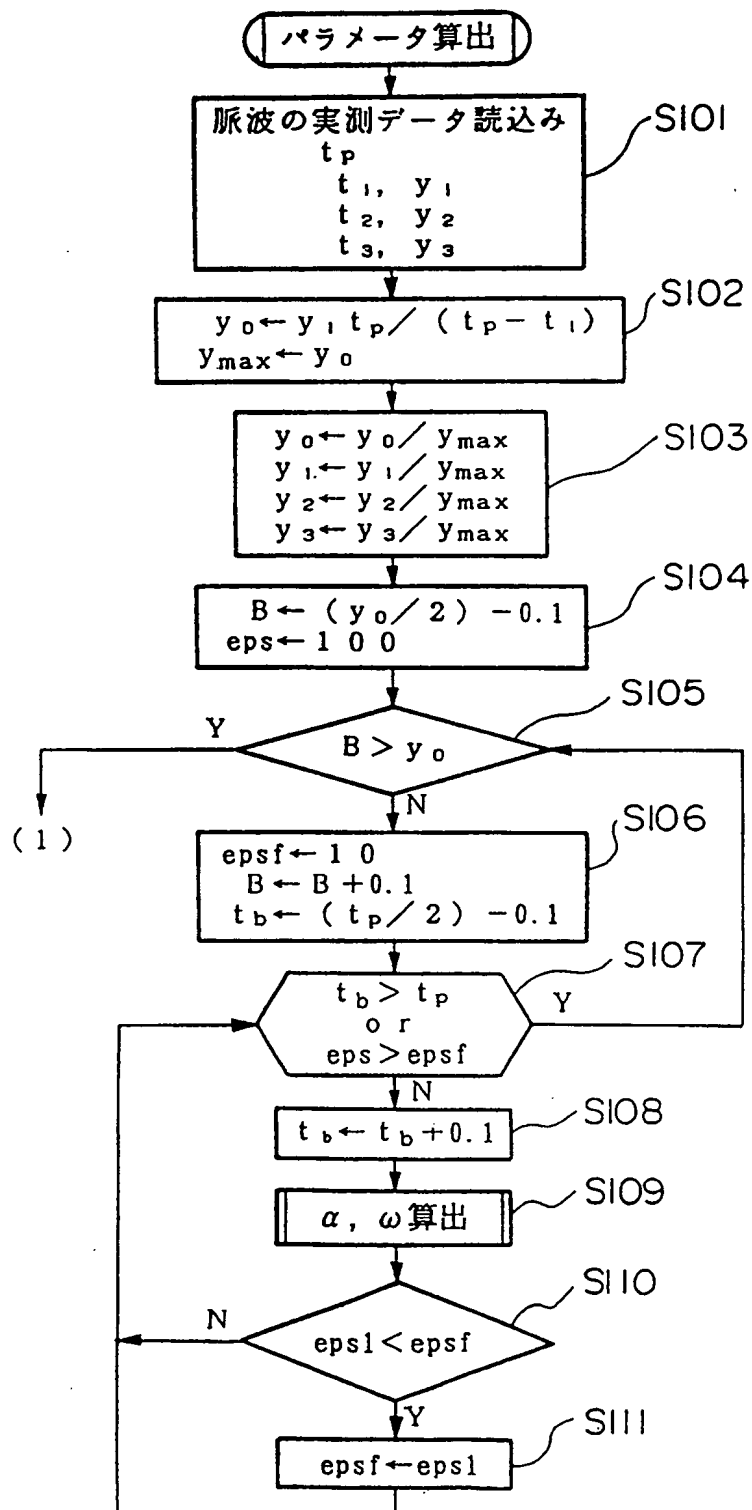
9/35

第15図



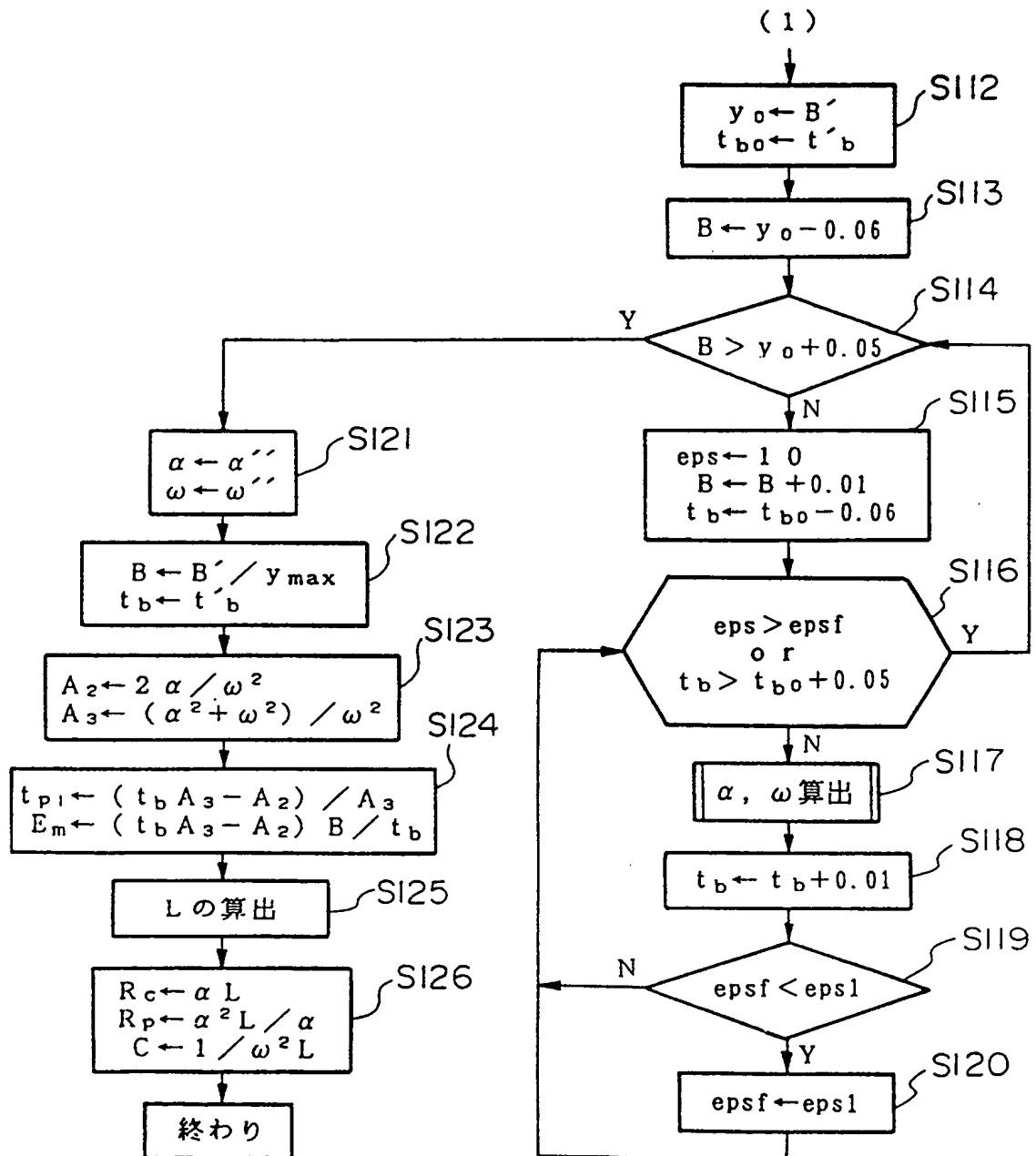
10/35

第16図



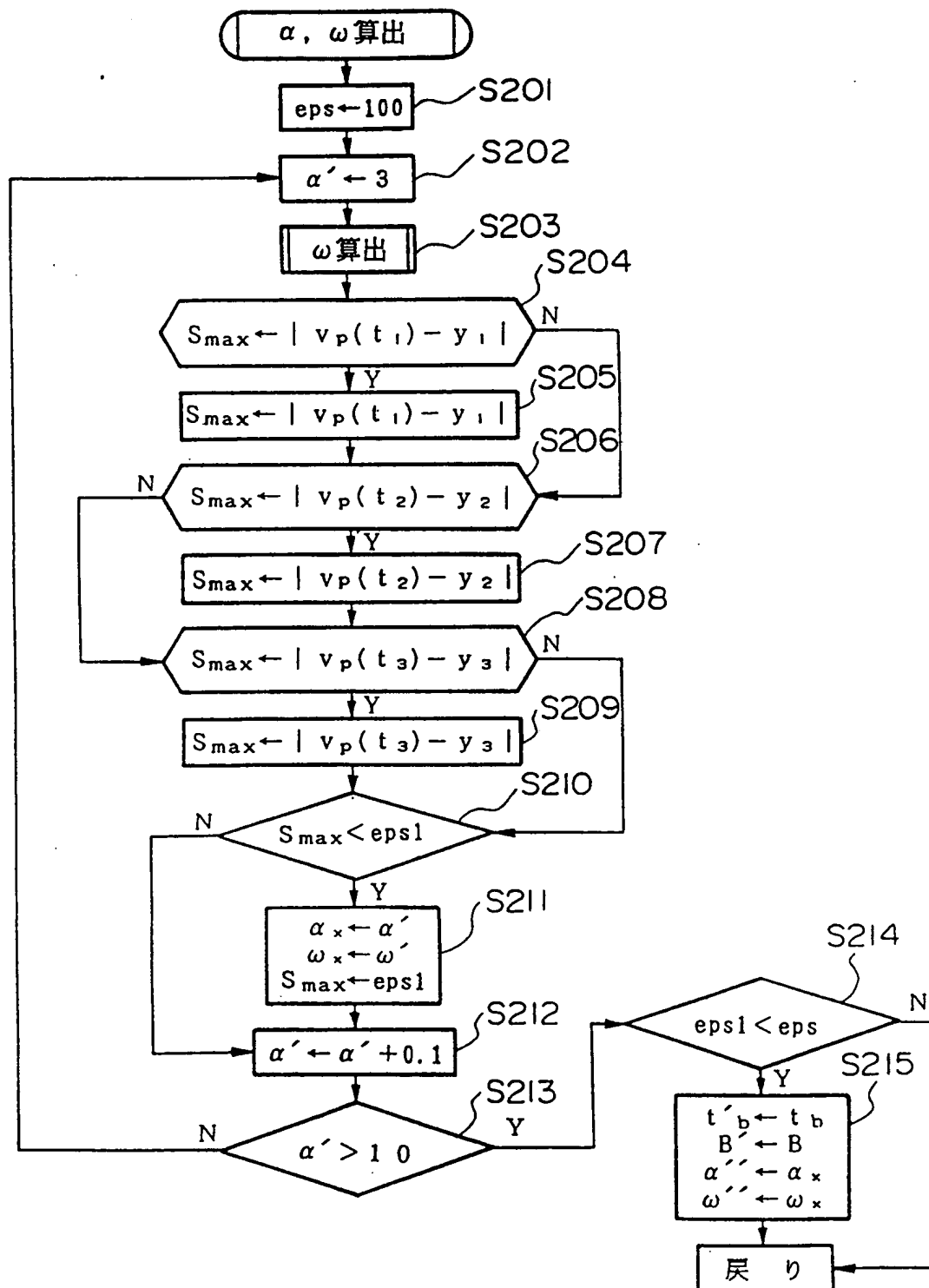
11/35

第17図

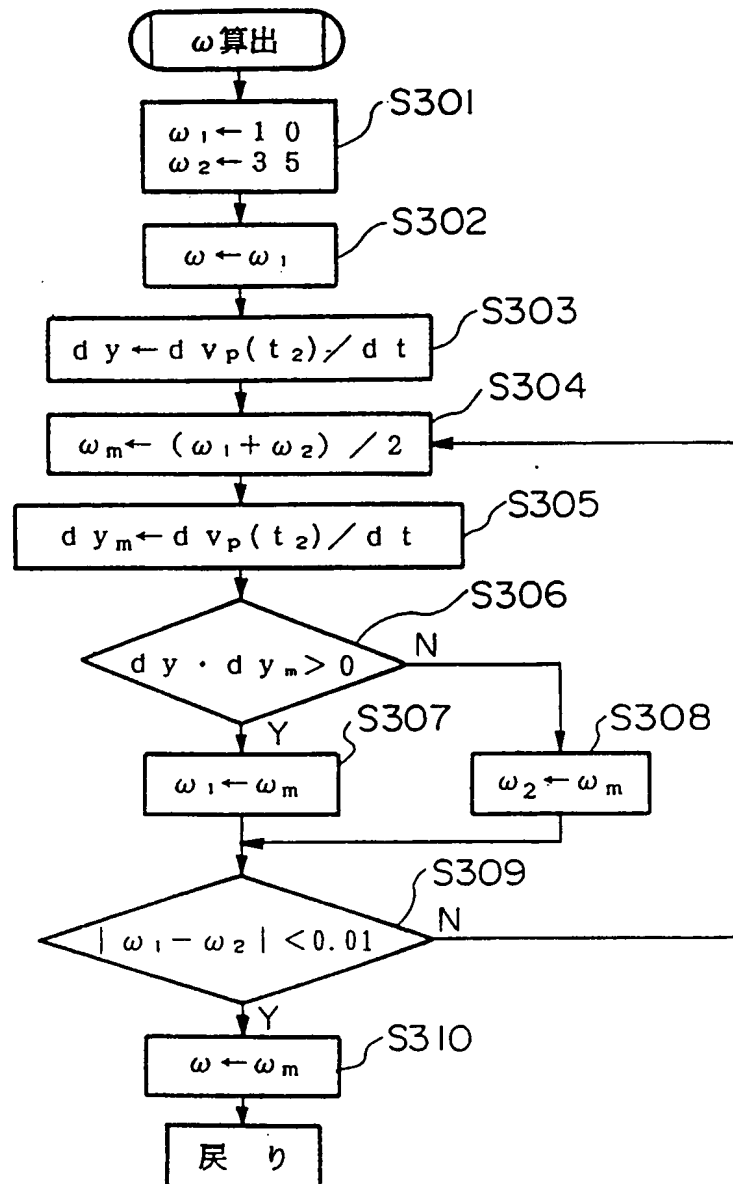


12/35

第18図

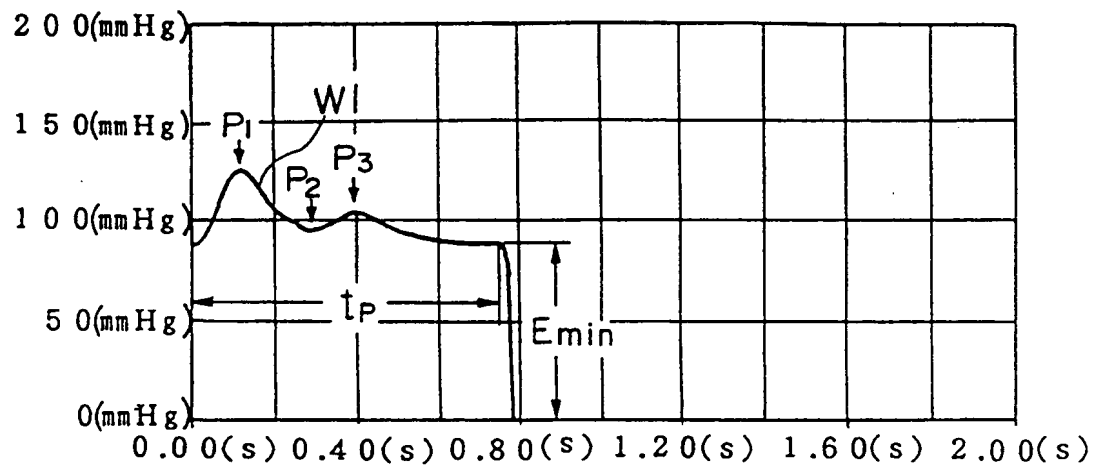


第19図

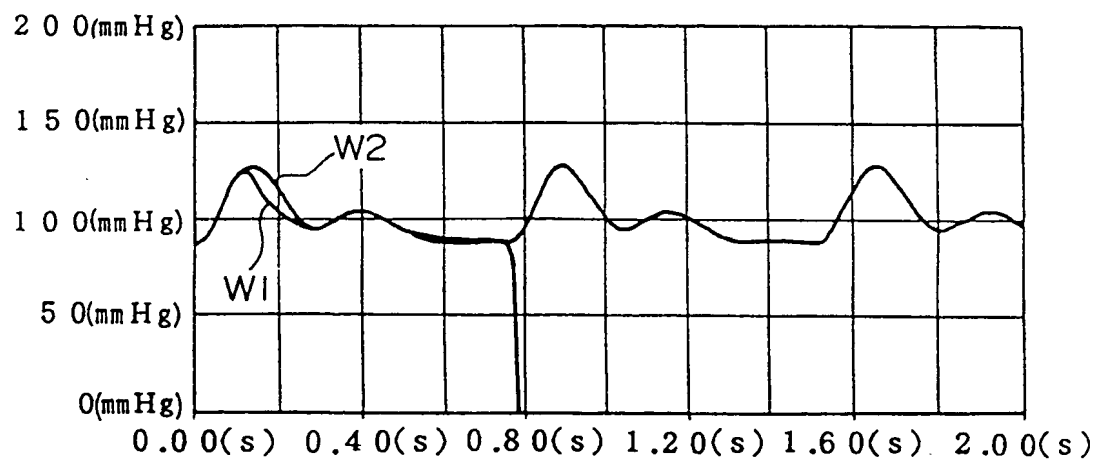


14/35

第20図

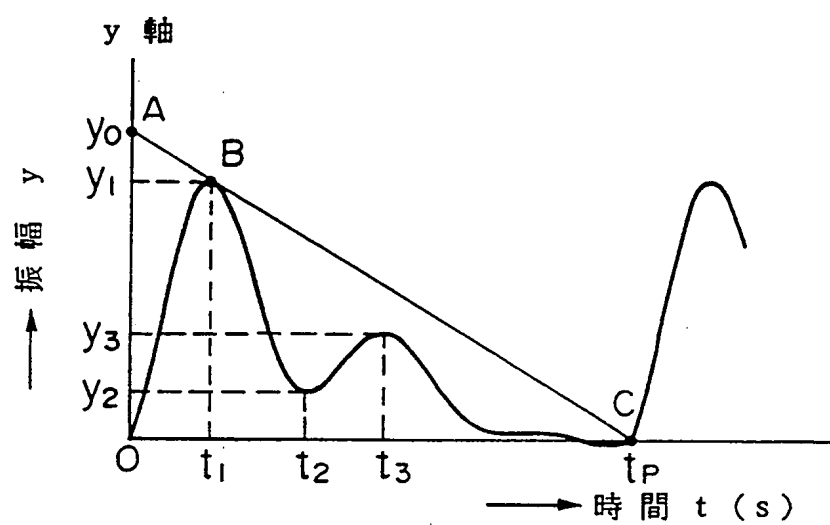


第21図

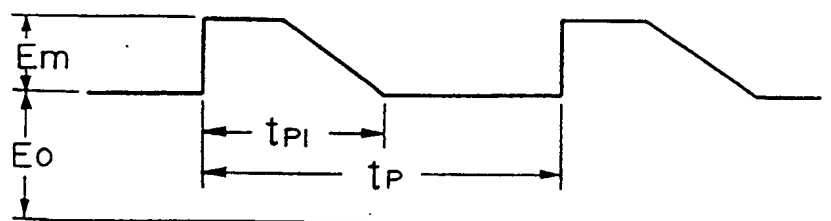


15/35

第22図

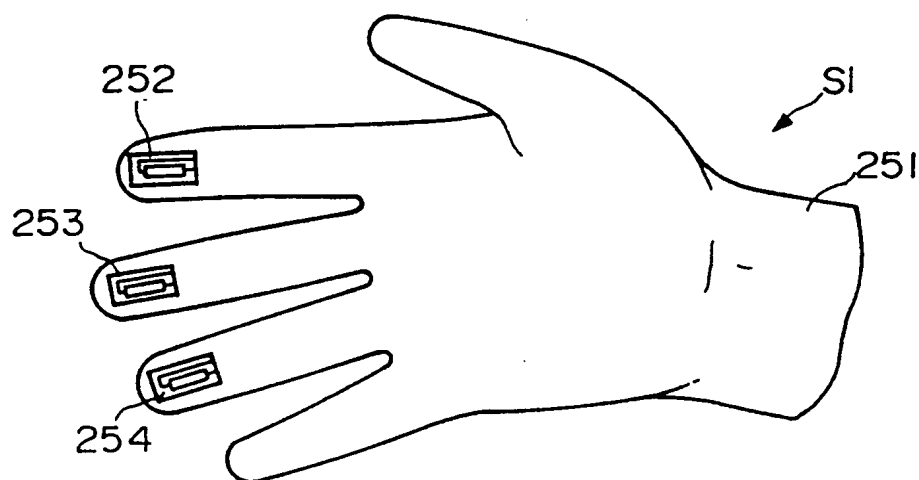


第23図

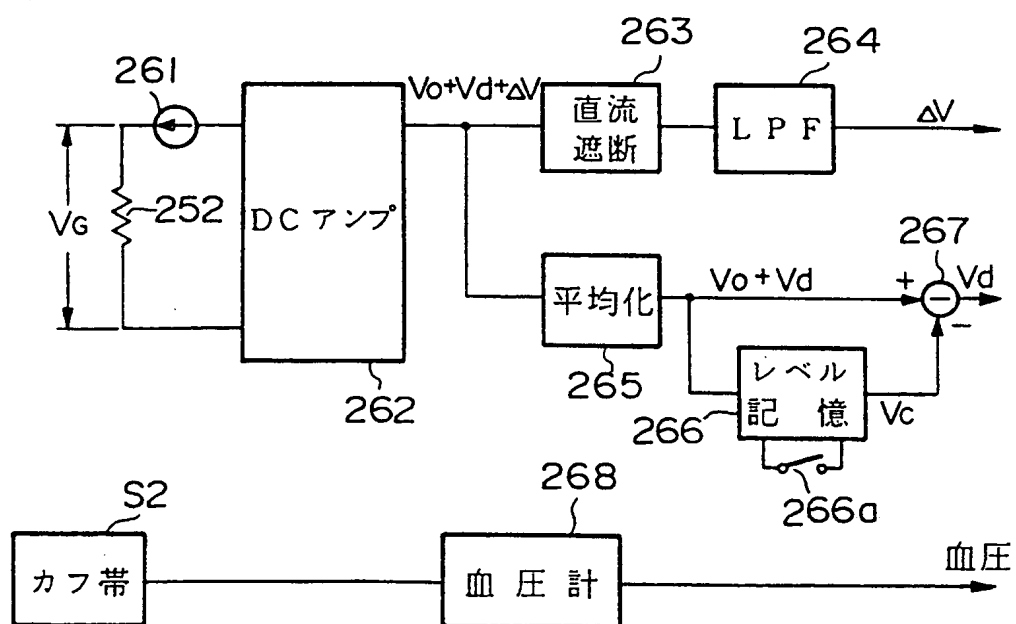


16/35

第24図

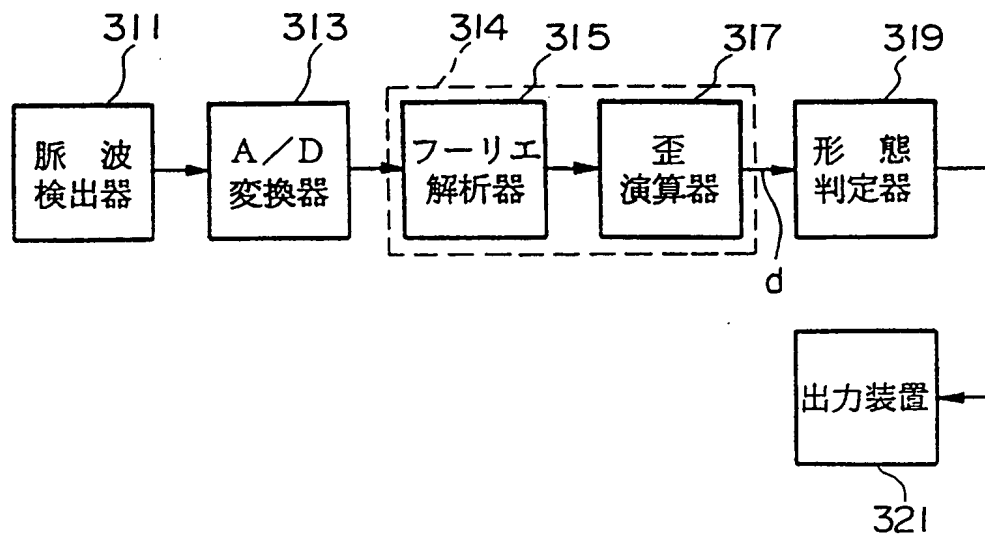


第25図

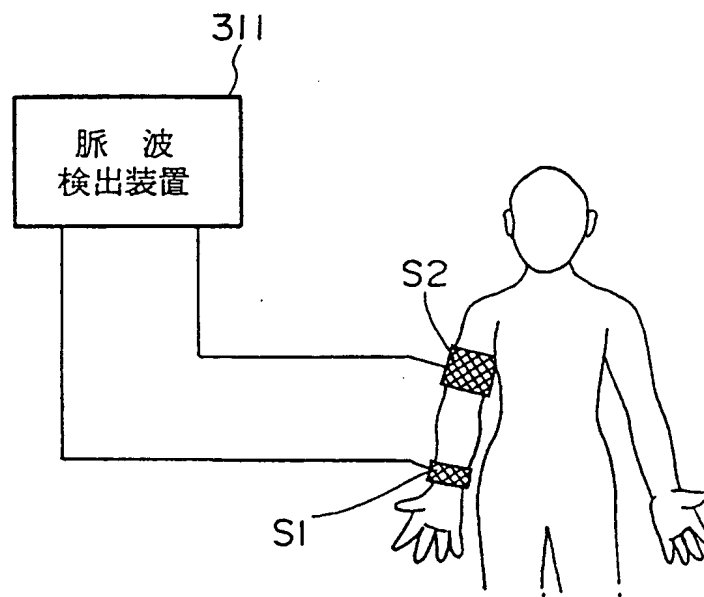


18/35

第27図

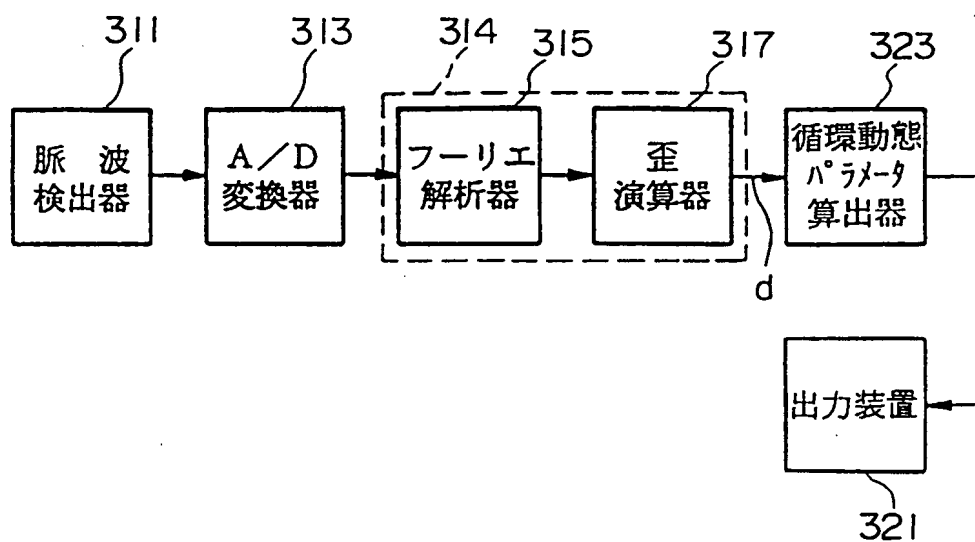


第28図

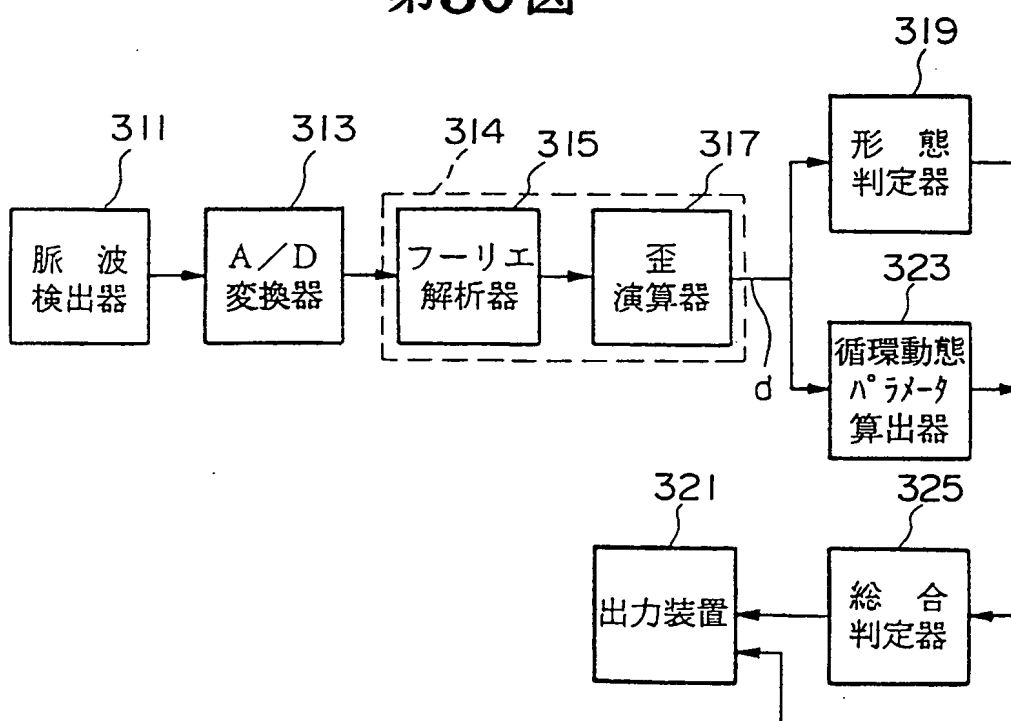


19/35

第29図

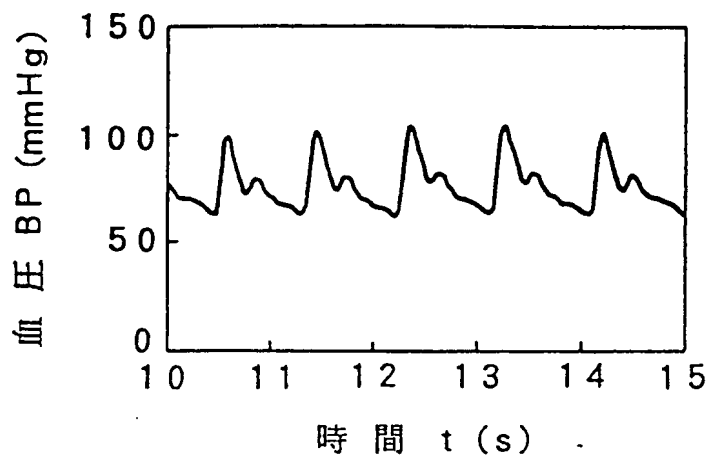


第30図

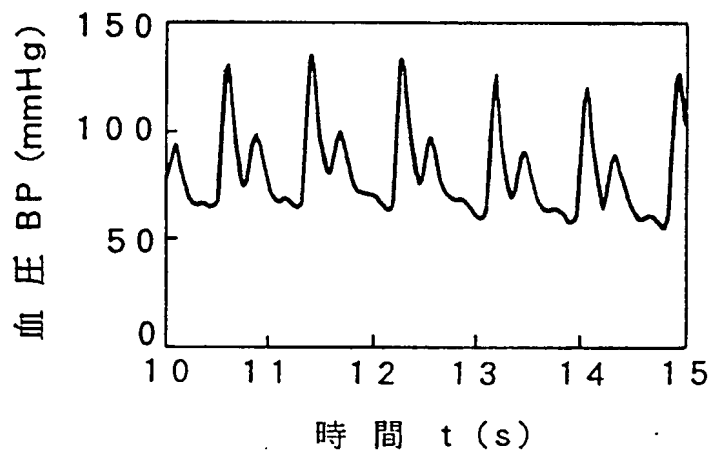


20/35

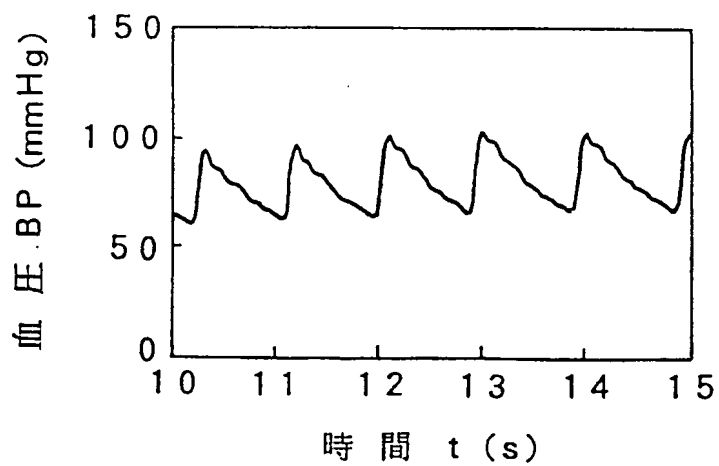
第31図(A)



第31図(B)

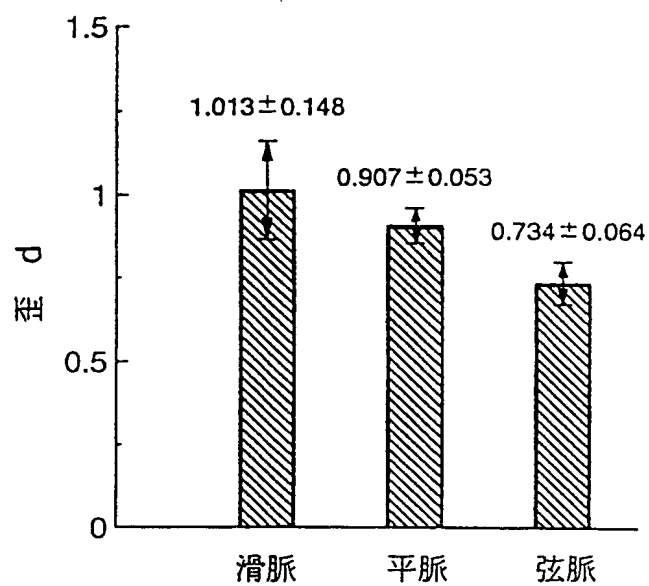


第31図(C)



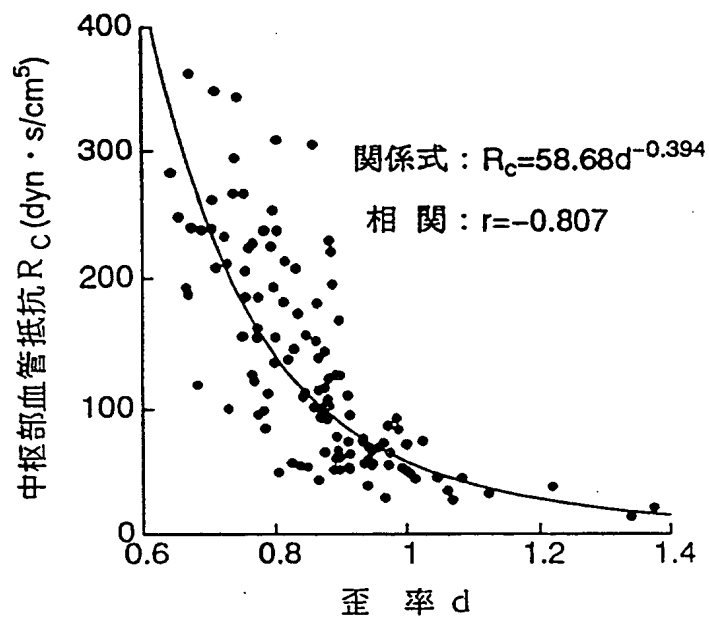
21/35

第32図

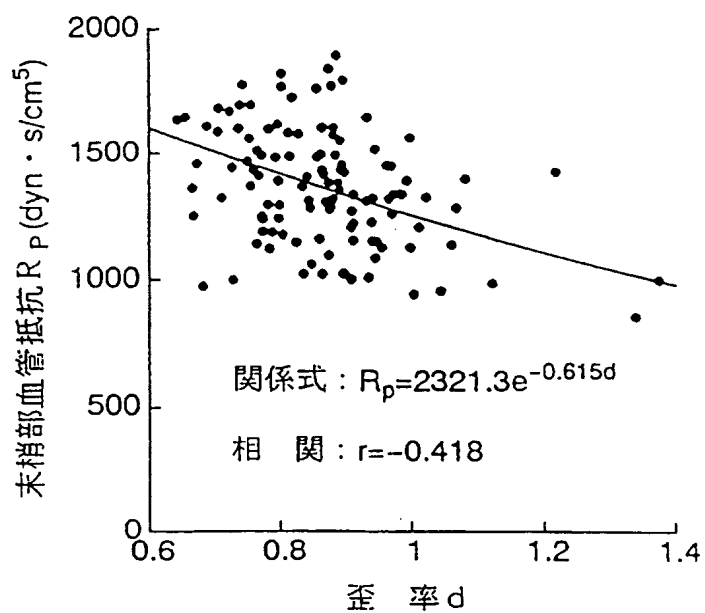


22/35

第33図

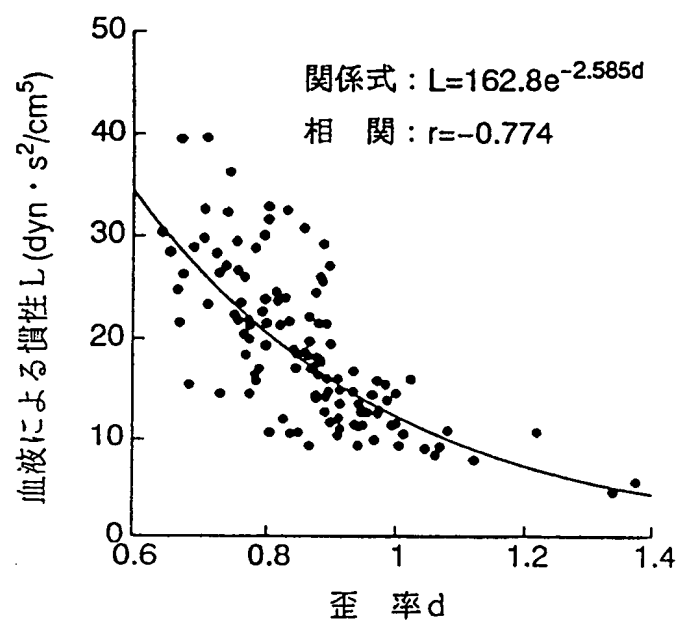


第34図

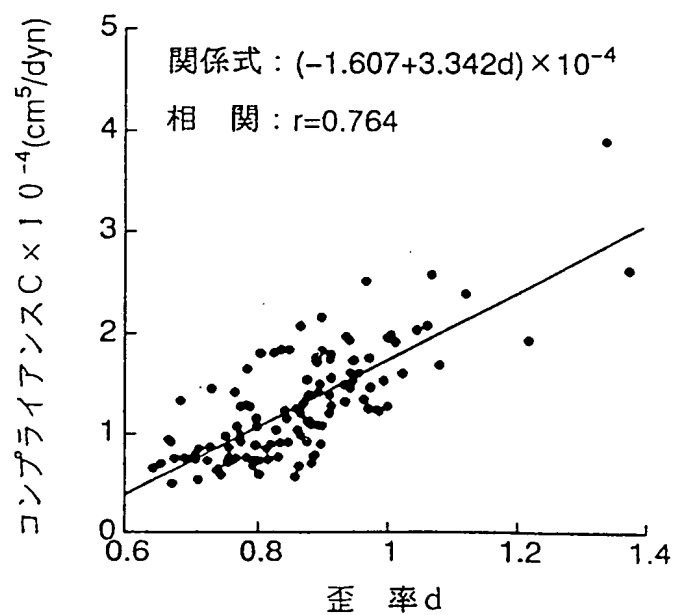


23/35

第35図

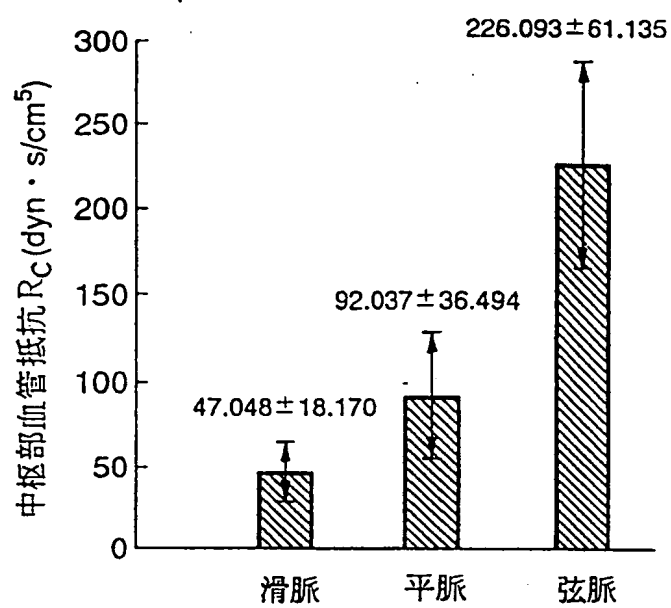


第36図

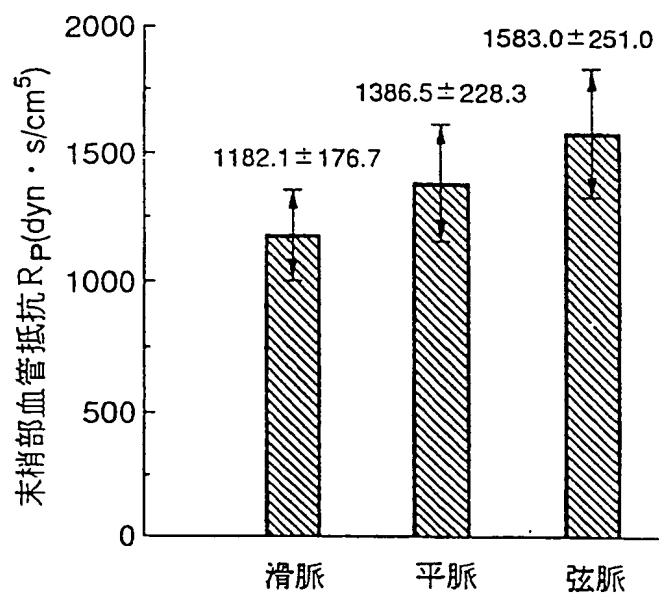


24/35

第37図

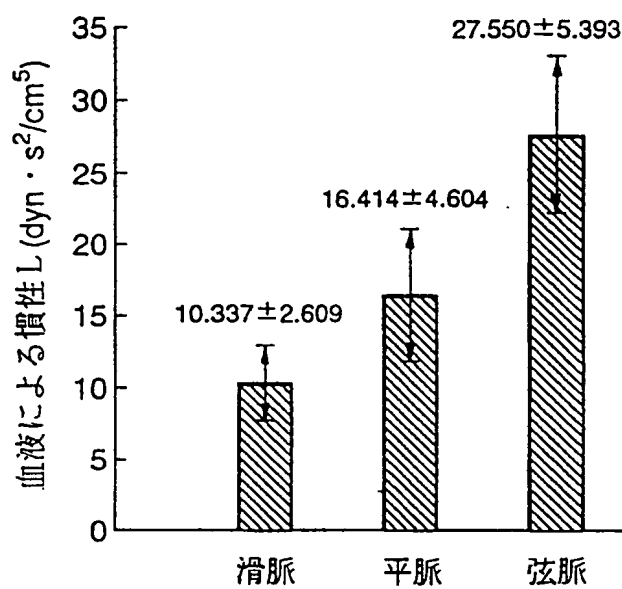


第38図

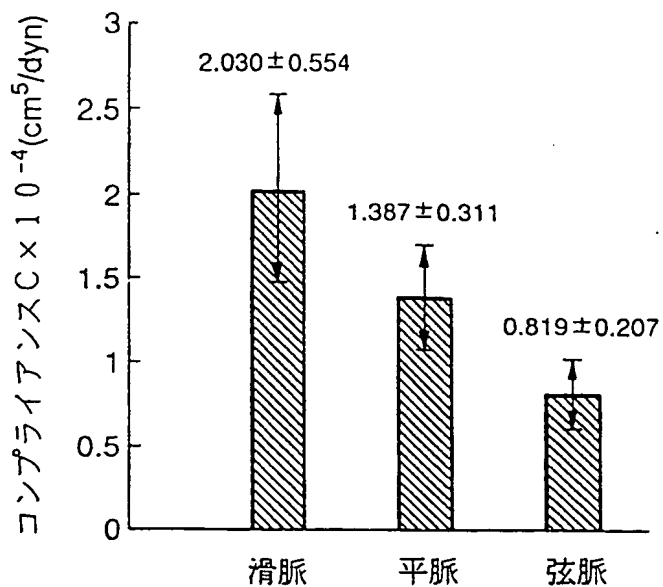


25 / 35

第39図

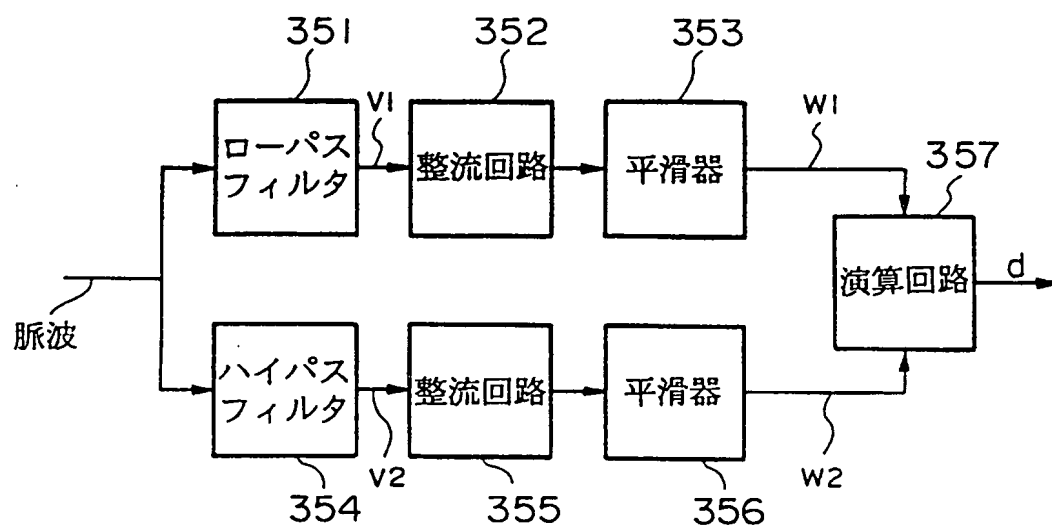


第40図



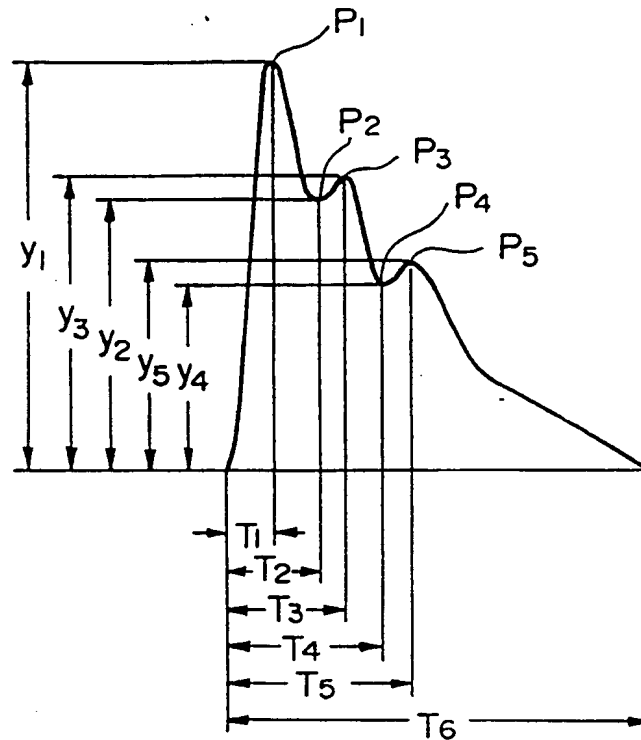
26/35

第41図



27/35

第42図



第43図

<心身疲労度問診表>

最近の心身の状態について御聞きします。適当なところに○をつけて下さい。

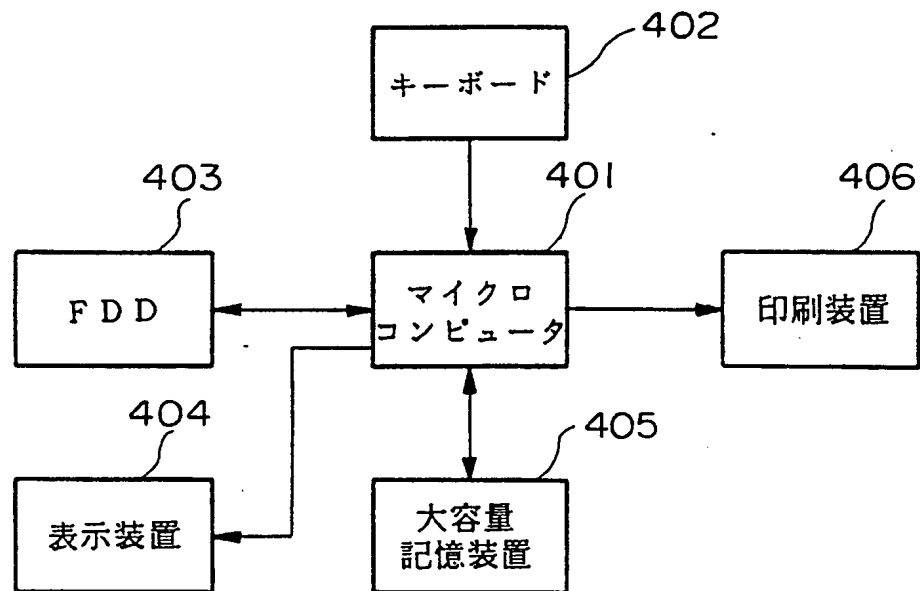
	0	1	2	3
1 夜よく眠れない	1 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
2 心臓がドキドキする	2 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
3 疲れやすい、だるい	3 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
4 頭痛がする	4 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
5 手足がしびれる	5 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
6 冷汗をかく	6 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
7 風邪気味である	7 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
8 胸が痛む、胸部不快感がある	8 (いいえ	時に	たいてい	いつも)
9 仕事が苦痛である	9 (いいえ	時に	たいてい	いつも)

合計点数 ()

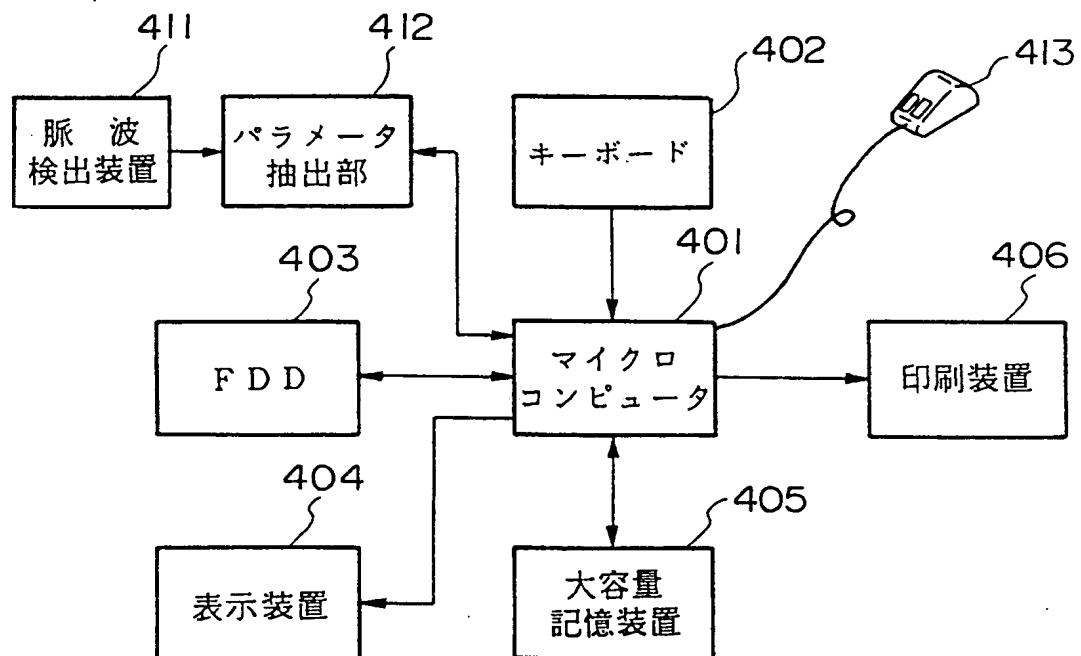
合計点数を心身疲労度とする。

28/35

第44図

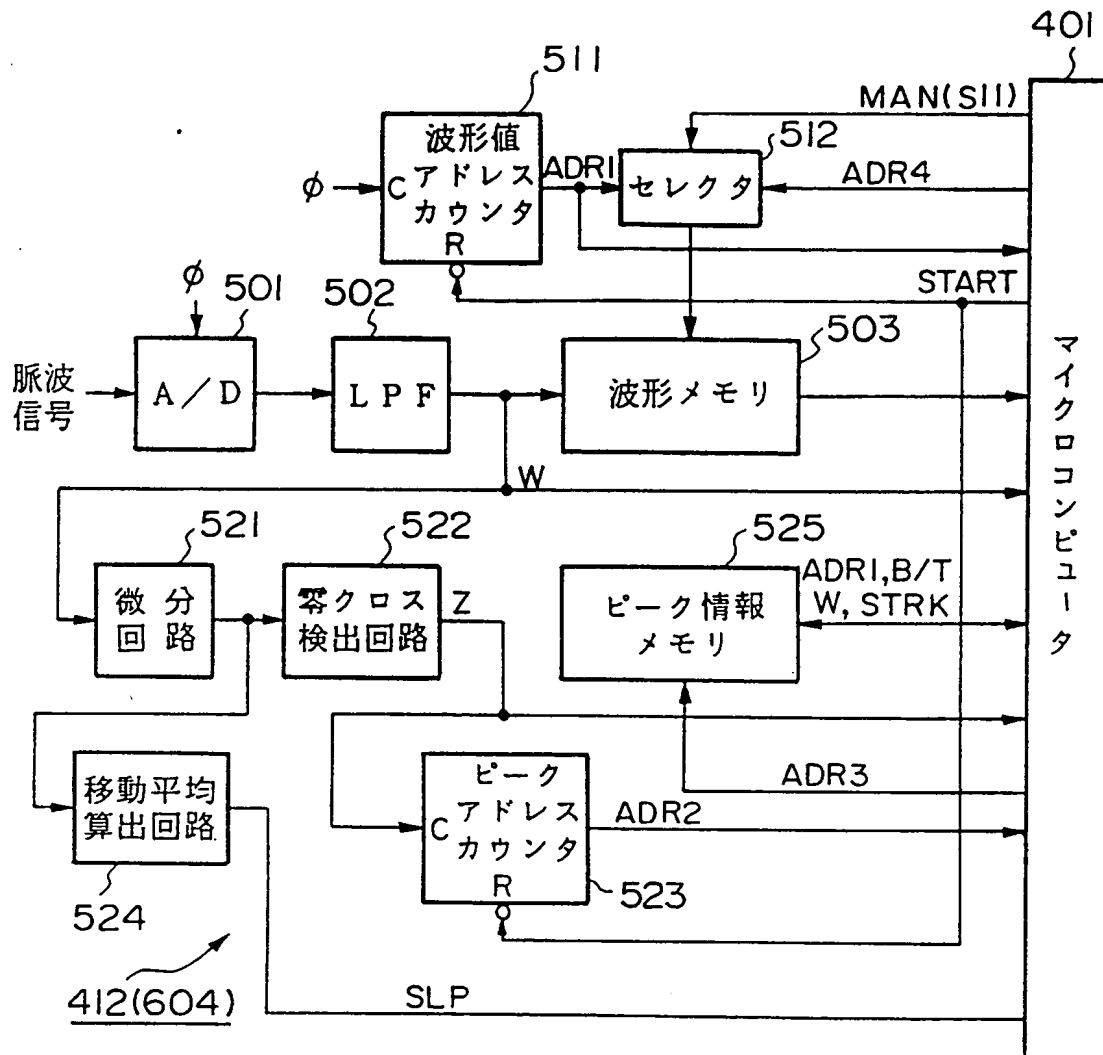


第45図



29/35

第46図

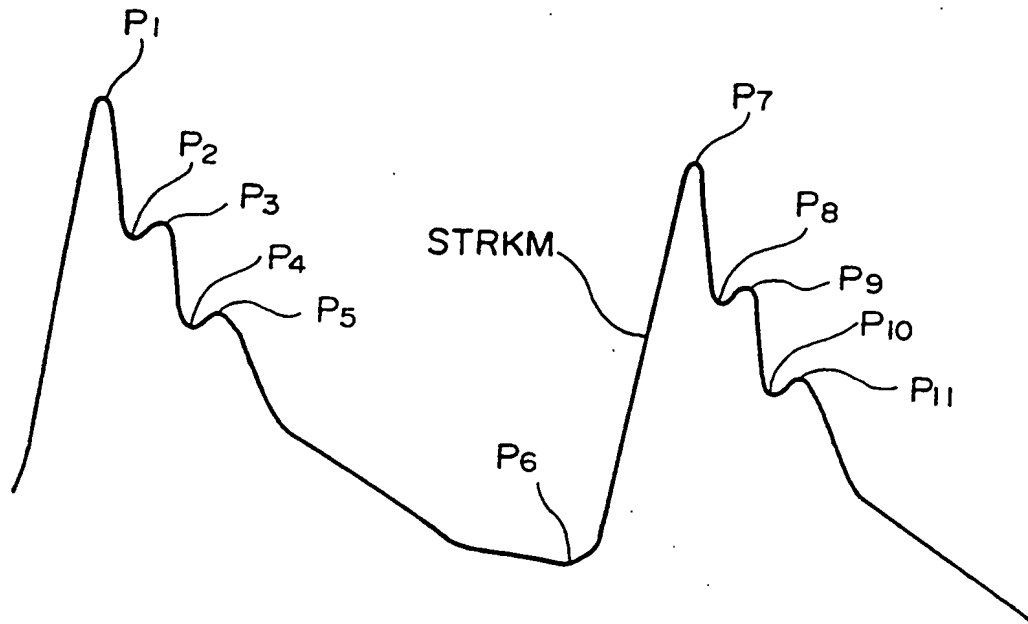


第47図

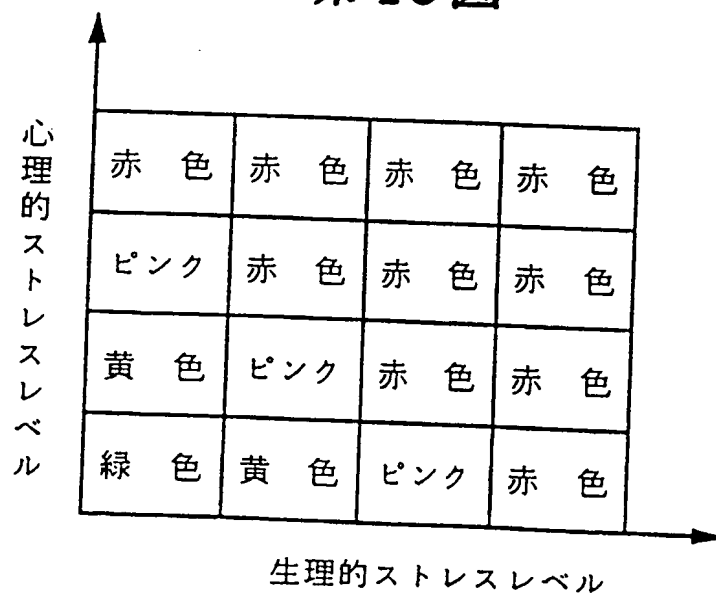
ピーク情報	ピークアドレス	ADR3	0	1	2	3	4	
	波形値アドレス	ADR1						
	ピーク種別	B/T						
	波形値	W						
	ストローク	STRK						
	傾斜情報	SLP						

30/35

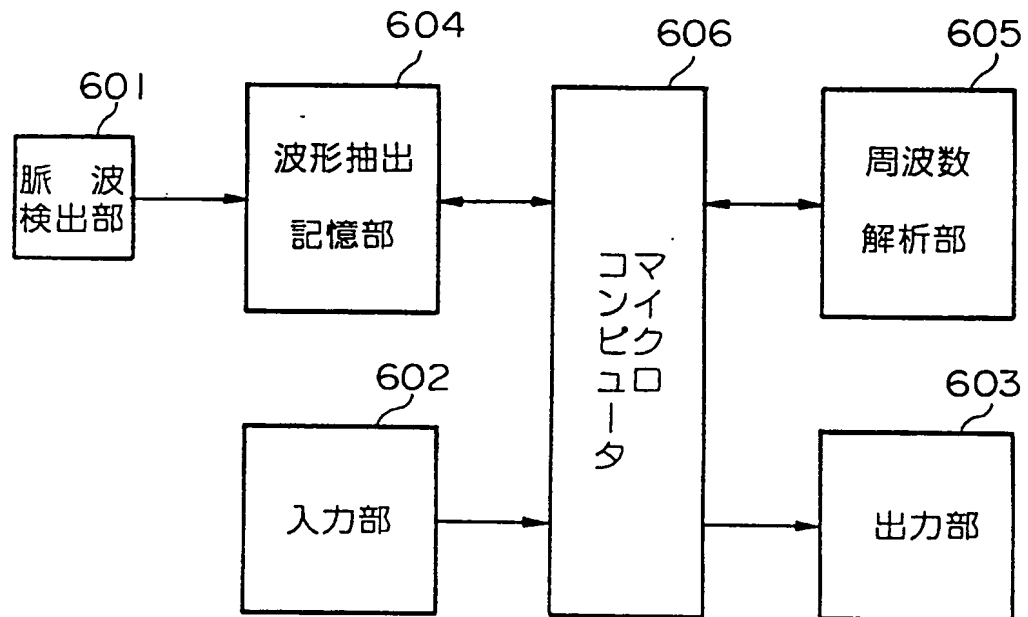
第48図

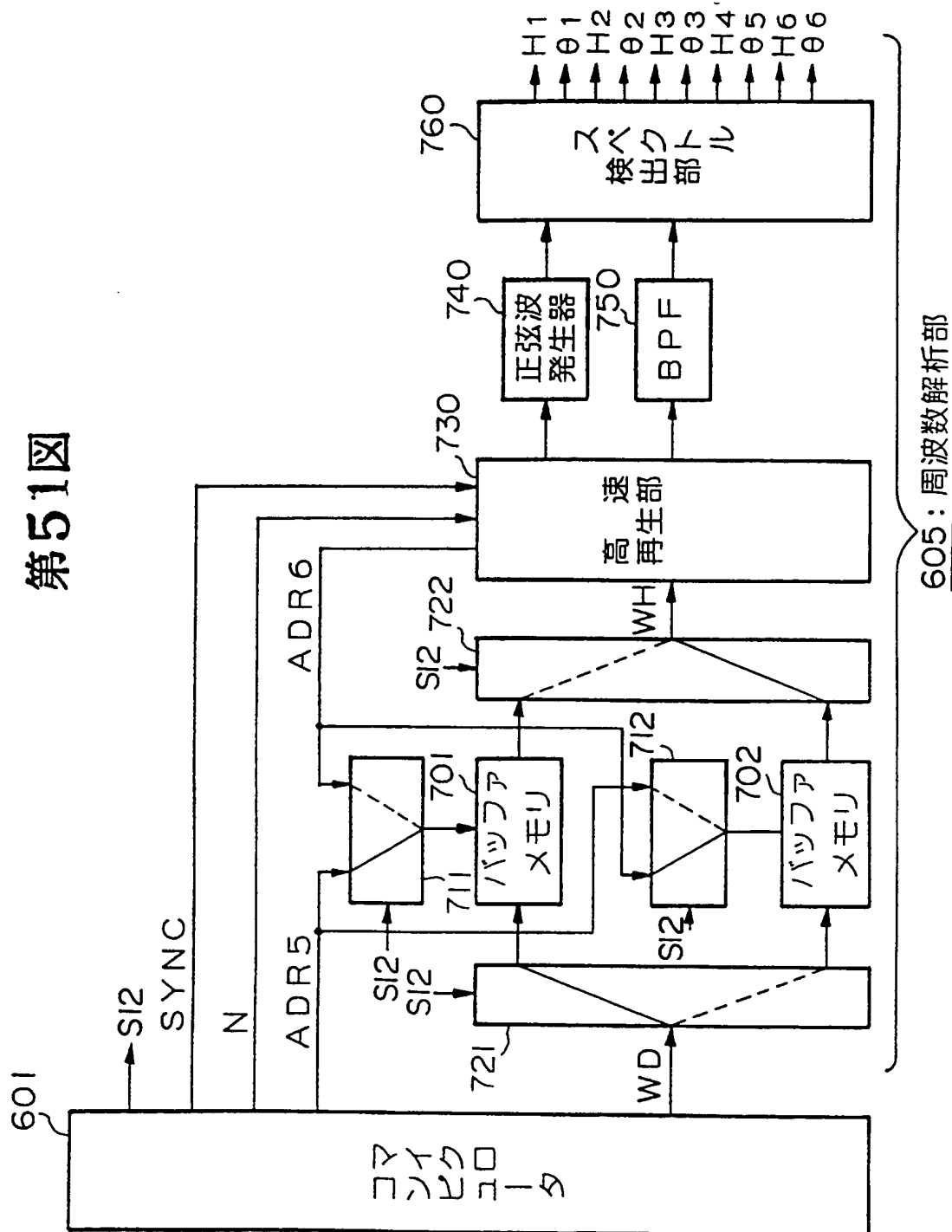


第49図



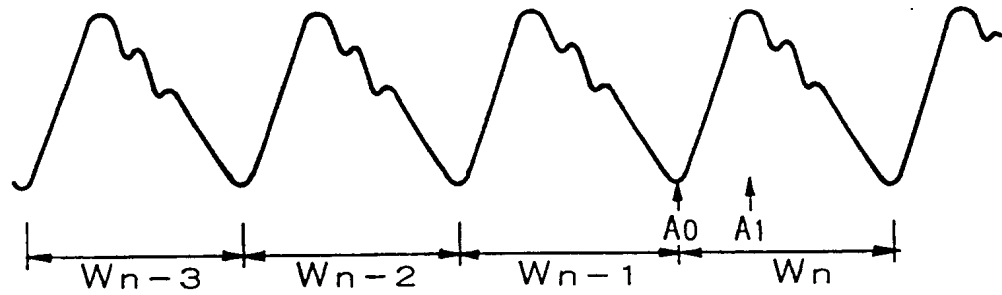
第50図



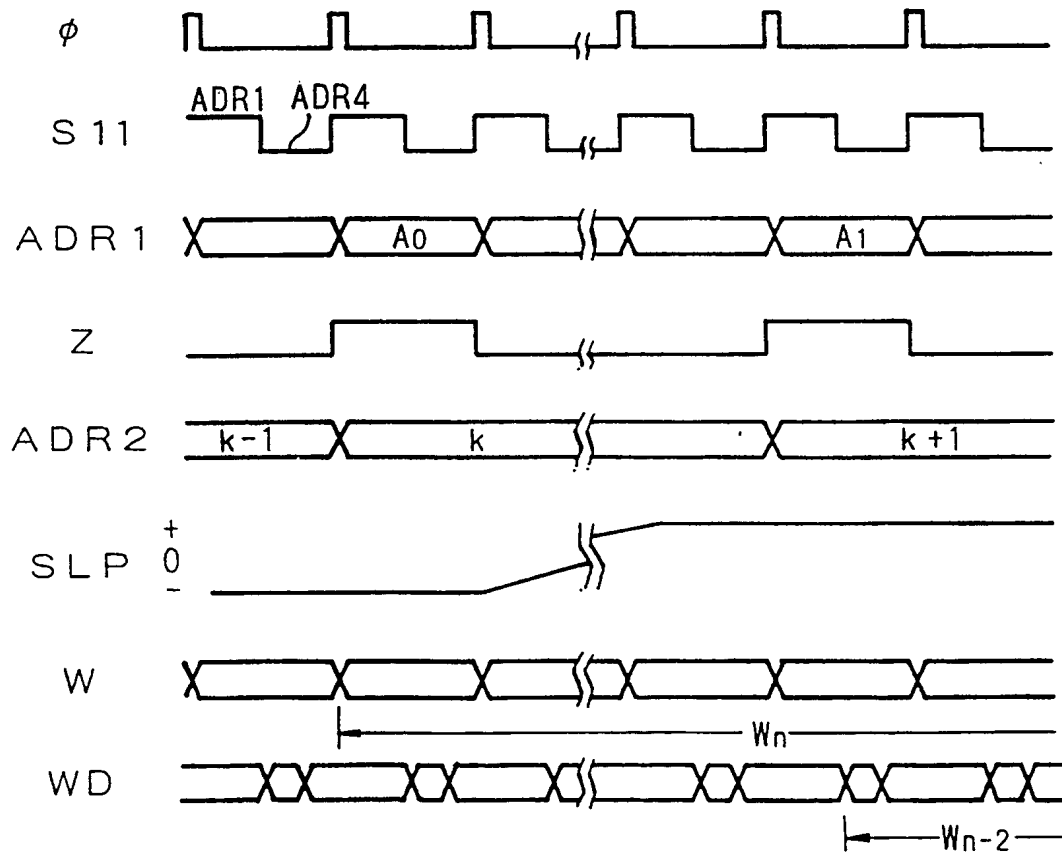


33/35

第52図

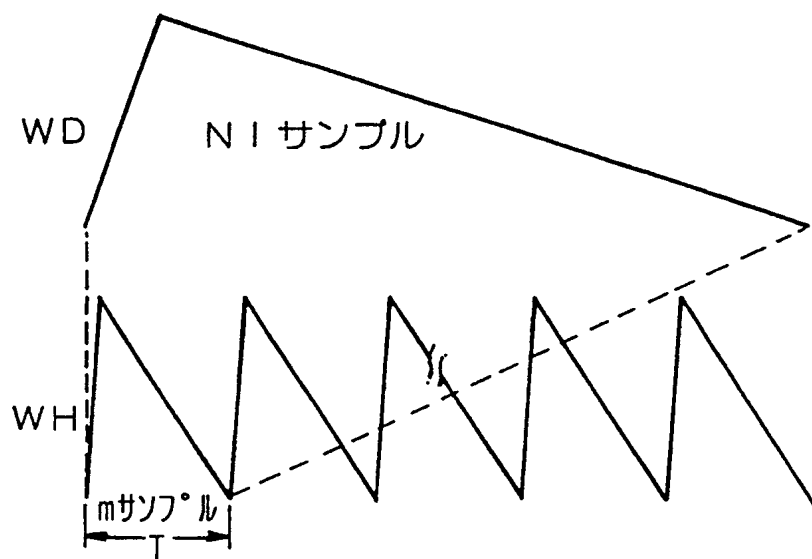


第53図

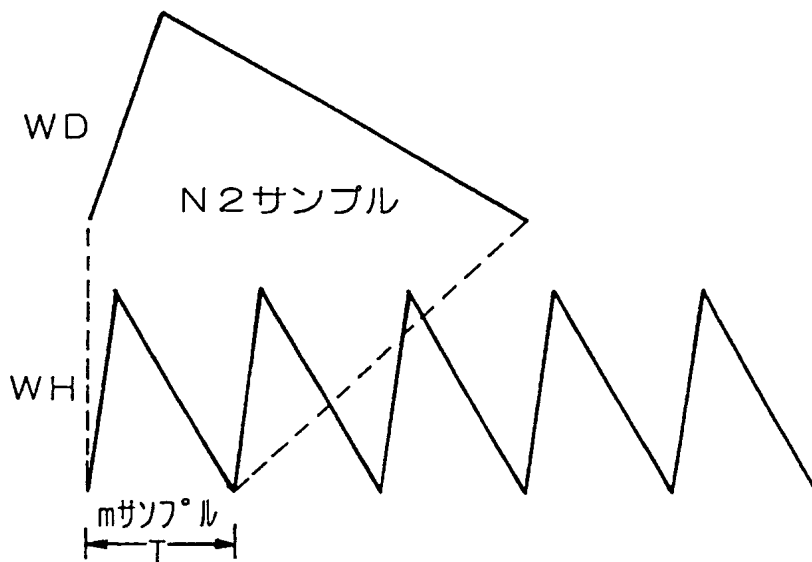


34/35

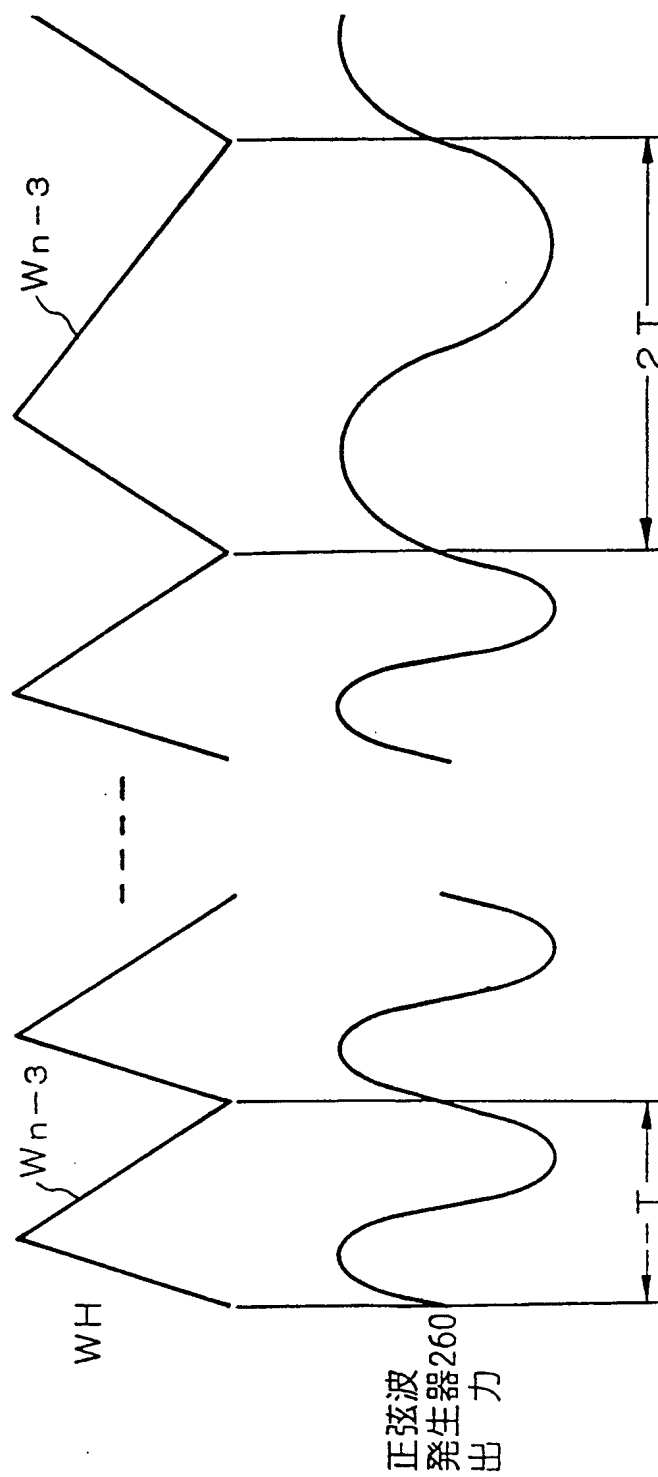
第54図



第55図



第56図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP94/00011

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. C1⁵ A61B5/0245

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. C1⁵ A61B5/0245

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1926 - 1992

Kokai Jitsuyo Shinan koho 1971 - 1992

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, A, 4-15037 (Sony Corp.), January 20, 1992 (20. 01. 92), (Family: none)	1-6, 27, 31, 47, 48, 52, 54
Y	JP, A, 4-108424 (Sony Corp.), April 9, 1992 (09. 04. 92), (Family: none)	1-6, 27, 31, 47, 48, 52, 54
Y	JP, A, 1-27534 (Matsushita Electric Ind.Co., January 30, 1989 (30. 01. 89), (Family: none) Ltd.),	31, 32, 47, 48, 50, 52
Y	JP, A, 4-208136 (Computer Convenience K.K.), July 29, 1992 (29. 07. 92), (Family: none)	1-6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

March 17, 1994 (17. 03. 94)

Date of mailing of the international search report

April 12, 1994 (12. 04. 94)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. A 61 B 5 / 0 2 4 5

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. A 61 B 5 / 0 2 4 5

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1992年

日本国公開実用新案公報 1971-1992年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, A, 4-15037 (ソニー株式会社), 20. 1月. 1992 (20. 01. 92) (ファミリーなし)	1-6, 27, 31, 47, 48, 52, 54
Y	JP, A, 4-108424 (ソニー株式会社), 9. 4月. 1992 (09. 04. 92) (ファミリーなし)	1-6, 27, 31, 47, 48, 52, 54

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日
若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献
(理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日
の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と
矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のため
に引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規
性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文
献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性
がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17. 03. 94

国際調査報告の発送日

12.04.94

名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

國島明弘

4 C 8 9 3 2

電話番号 03-3581-1101 内線 3452

C (続き). 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, A, 1-27534 (松下電器産業株式会社), 30. 1月. 1989 (30. 01. 89) (ファミリーなし)	31, 32, 47, 48, 50, 52
Y	JP, A, 4-208136 (株式会社 コンピュータ コンビニ エンス), 29. 7月. 1992 (29. 07. 92) (ファミリーなし)	1-6